

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

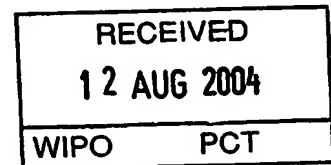
29. 6. 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2003年 9月11日

出 願 番 号
Application Number: 特願2003-320108
[ST. 10/C]: [JP2003-320108]



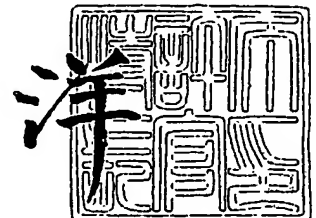
出 願 人
Applicant(s): 本田技研工業株式会社

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 7月30日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



【書類名】 特許願
【整理番号】 PSK69231HW
【提出日】 平成15年 9月11日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 G06F
G01L 1/26
G01C 22/00

【発明者】
【住所又は居所】 埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社本田技術研究所内
【氏名】 河合 雅和

【発明者】
【住所又は居所】 埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社本田技術研究所内
【氏名】 池内 康

【特許出願人】
【識別番号】 000005326
【氏名又は名称】 本田技研工業株式会社

【代理人】
【識別番号】 100077805
【弁理士】
【氏名又は名称】 佐藤 辰彦

【選任した代理人】
【識別番号】 100077665
【弁理士】
【氏名又は名称】 千葉 剛宏

【手数料の表示】
【予納台帳番号】 015174
【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【包括委任状番号】 9711295

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

少なくとも 2 足歩行移動体の各脚体の足首関節、股関節および膝関節を含む複数の関節の変位量を逐次把握する第 1 ステップと、該 2 足歩行移動体を複数の剛体要素と複数の関節要素との連結体として表現するよう予め定められた剛体リンクモデルと前記把握した関節の変位量とを少なくとも用いて該剛体リンクモデルの各剛体要素に対応する 2 足歩行移動体の剛体相当部の位置・姿勢を逐次把握する第 2 ステップと、前記 2 足歩行移動体の所定の部位に装着した加速度センサの出力を少なくとも用いて前記 2 足歩行移動体の予め定めた基準点の加速度を把握する第 3 ステップと、各脚体に作用する床反力および該床反力の作用点の位置を逐次把握する第 4 ステップとを備え、前記把握した 2 足歩行移動体の各剛体相当部の位置・姿勢と前記基準点の加速度と前記床反力と該床反力の作用点の位置とを用いて各脚体の少なくとも 1 つの関節に作用する関節モーメントを推定する方法において、

少なくとも前記第 1 ステップで把握する各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位量はこれらの 3 つの関節を通る平面としての脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量を含むと共に前記股関節の変位量は 3 次元量であり、前記第 2 ステップで把握する剛体相当部の位置・姿勢は少なくとも前記各脚体の剛体相当部の前記脚平面上での位置・姿勢を含み、前記第 3 ステップで把握する前記基準点の加速度と前記第 4 ステップで把握する前記床反力と該床反力の作用点の位置とは 3 次元量であり、

少なくとも前記基準点の加速度と前記床反力と該床反力の作用点の位置とを該脚体の股関節の変位量に応じて該脚体に係わる脚平面に投影してなる 2 次元量と、前記各脚体の剛体相当部の前記脚平面上での位置・姿勢とを用いて、該脚平面上での該脚体の各剛体相当部の運動とその各剛体相当部に作用する並進力およびモーメントとの関係を表す逆動力モデルに基づいて該脚体の少なくとも 1 つの関節に作用する関節モーメントの前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの成分を推定することを特徴とする 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【請求項 2】

前記第 3 ステップで把握する前記基準点の加速度と、前記第 4 ステップで把握する前記床反力と該床反力の作用点の位置とは、前記剛体リンクモデルの 1 つの所定の剛体要素に固定された 3 次元座標系としてあらかじめ設定された身体座標系で表される 3 次元量であることを特徴とする請求項 1 記載の 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【請求項 3】

前記 2 足歩行移動体の全体重心の前記身体座標系での位置を前記第 1 ステップで把握した 2 足歩行移動体の各関節の変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて逐次求める第 5 ステップと、その全体重心の位置の時系列データと少なくとも前記加速度センサの出力を用いて把握される前記身体座標系の原点の加速度とから該身体座標系での全体重心の加速度を逐次求める第 6 ステップと、前記 2 足歩行移動体の運動状態が一对の脚体のうちの一方の脚体のみが接地している単脚支持状態であるか、両脚体が接地している両脚支持状態であるかを逐次判断する第 7 ステップとを備え、

前記第 4 ステップは、2 足歩行移動体の運動状態が前記単脚支持状態であるときには、前記第 6 ステップで求めた前記全体重心の加速度と 2 足歩行移動体の全体重量と接地している脚体に作用する床反力とにより表される該 2 足歩行移動体の全体重心の運動方程式に基づいて該床反力の身体座標系での値を推定し、2 足歩行移動体の運動状態が前記両脚支持状態であるときには、前記第 6 ステップで求めた前記全体重心の加速度と 2 足歩行移動体の全体重量と両脚体のそれぞれに作用する床反力とにより表される該 2 足歩行移動体の全体重心の運動方程式と、各脚体に作用する床反力が該脚体の下端部近傍にあらかじめ定めた特定部から 2 足歩行移動体の全体重心に向かって作用するベクトルであると仮定して定まる、2 足歩行移動体の全体重心に対する該脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力との間の関係式とに基づいて両脚体のそれぞれに作用する床反力の身体座標系での値を把握することを特徴とする請求項 2 記載の 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方

法。

【請求項 4】

前記剛体リンクモデルの 1 つの所定の剛体要素に対応する 2 足歩行移動体の剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角を逐次把握する第 8 ステップと、2 足歩行移動体の各脚体毎に該脚体が接地しているか否かを判断する第 9 ステップと、前記第 8 ステップで把握した傾斜角と前記第 1 ステップで把握した 2 足歩行移動体の各関節の変位置と前記剛体リンクモデルとを用いて少なくとも 2 足歩行移動体の全体重心と接地している各脚体の足首関節と該脚体の足平部の中足趾節関節との位置関係と該足首関節の鉛直方向位置とを把握する第 10 ステップを備え、前記第 4 ステップは、該第 10 ステップで把握された全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係に基づき該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置を推定すると共に該脚体の足首関節の鉛直方向位置に基づき該脚体に作用する床反力の作用点の鉛直方向位置を推定することを特徴とする請求項 1 記載の 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【請求項 5】

前記第 4 ステップは、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して 2 足歩行移動体の前後方向で後側に存在する場合には、該脚体の足首関節の水平面内位置を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足平部の中足趾節関節に対して 2 足歩行移動体の前後方向で前側に存在する場合には、該脚体の足平部の中足趾節関節の水平面内位置を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して 2 足歩行移動体の前後方向で前側に存在し、且つ該脚体の足平部の中足趾節関節に対して後側に存在する場合には、該脚体の足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分上で前記全体重心と前後方向の位置が同一となる点の水平面内位置を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置として推定することを特徴とする請求項 4 記載の 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【請求項 6】

前記第 4 ステップは、接地している脚体に作用する床反力の作用点の鉛直方向位置を、該第 10 ステップで把握された脚体の足首関節の鉛直方向位置からあらかじめ定めた所定値だけ鉛直方向下方に離れた位置として推定することを特徴とする請求項 4 又は 5 記載の 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【請求項 7】

前記第 9 ステップでは、接地していると判断した脚体について、さらに該脚体の足平部のつま先側部分および踵側部分のそれぞれ接地の有無を判断し、前記第 10 ステップでは、前記接地している脚体の足首関節の鉛直方向位置に加えて該脚体の足平部の中足趾節関節の鉛直方向位置を把握し、前記 4 ステップでは、前記第 9 ステップで足平部のつま先側部分および踵側部分のうちのつま先側部分のみが接地していると判断されたときには、前記所定値の代りに、前記第 10 ステップで把握した前記足首関節の鉛直方向位置と中足趾節関節の鉛直方向位置とから求められる該足首関節と中足趾節関節との鉛直方向の距離を用いて前記床反力ベクトルの鉛直方向位置を推定することを特徴とする請求項 6 記載の 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【書類名】 明細書**【発明の名称】 2足歩行移動体の関節モーメント推定方法****【技術分野】****【0001】**

本発明は、人間や2足歩行ロボット等の2足歩行移動体の各脚体の関節に作用するモーメント（関節モーメント）を推定する方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

例えば人間の歩行動作を補助する歩行アシスト装置の動作制御を行なう場合、人間の脚体の関節に実際に作用する関節モーメントを把握することが必要となる。この関節モーメントを把握することで、歩行アシスト装置の目標補助力を適正に決定することが可能となる。また、2足歩行ロボットにおいても、その動作制御を行なうために、脚体の各関節に実際に作用する関節モーメントを適宜把握する必要が生じる場合がある。

【0003】

そこで、本願出願人は先に、例えば特開2003-89083号公報（特許文献1）等にて人間等の2足歩行移動体の脚体の関節モーメントを推定する手法を提案した。この手法では、2足歩行移動体の脚体の各関節の変位置（回転角）や、所定部位の加速度、角速度が所要のセンサを用いて計測され、それらの計測データや2足歩行移動体の剛体リンクモデル等を用いて各脚体に作用する床反力（並進床反力）とその作用点の位置とが推定される。ここで、剛体リンクモデルは、2足歩行移動体の構造を、複数の剛体要素を複数の擬似関節で連結してなる連結体として表現するモデルであり、2足歩行移動体の全体重心の位置や、各剛体要素および各擬似関節にそれぞれ対応する2足歩行移動体の剛体相当部（大腿部、下腿部、腰部等）および関節（膝関節、股関節等）の位置・姿勢を推定するために用いられる他、2足歩行移動体の動力学的な挙動を記述するモデルの基礎として用いられる。なお、剛体リンクモデルの各剛体要素には、その重量や長さ、重心の位置（各剛体要素上での位置）が付随的にあらかじめ設定される。

【0004】

そして、上記特許文献1のものでは、推定した床反力とその作用点の位置と剛体リンクモデルとを用いて、逆動力モデルに基づく演算処理によって各脚体の膝関節や股関節の関節モーメントが推定される。逆動力モデルは、それを一般的に言えば、物体に作用する外力と位置情報とを既知として（該外力および位置情報を入力パラメータとして）、該物体の内力である反力やモーメントを推定するための動力モデルであり、物体の運動（位置の時系列パターン）と該物体に作用する力やモーメントとの関係を表すものである。特許文献1の手法では、逆動力モデルは、前記剛体リンクモデルの各剛体要素の運動（並進運動および回転運動）に関する運動方程式を基に構築され、各脚体の関節モーメントが、床反力の作用点により近い関節側のものから順番に推定される。

【0005】

ところで、2足歩行移動体としての人間の歩行補助を行う場合には、その歩行補助を的確に行う上で、特に脚体の屈伸方向での各関節の関節モーメントを精度よく推定することが望まれる。このため、前記特許文献1のものの実施形態では、人間の左右方向を法線方向とする鉛直姿勢の平面（矢状面）での人間の運動（2次元運動）を把握して、関節モーメント（左右方向の軸回りのモーメント）を推定するようにしていた。

【0006】

しかしながら、人間の脚体の股関節等の関節は脚体の屈伸方向の運動を含めて3次元的（空間的）な運動が可能であり、例えば股関節のほぼ前後方向軸回りの回転によって各脚体を左右方向に動かす運動（所謂外転、内転運動）や、該股関節のほぼ上下方向の軸回りの回転によって各脚体の捻り運動（旋回運動）が可能である。このため、人間の移動時に脚体の屈伸運動が鉛直姿勢の矢状面上で行われない場合も多々ある。そして、このような場合には、上記特許文献1の実施形態のものでは、脚体の屈伸方向での関節モーメントの推定精度が低下する恐れがあった。

【0007】

上記のような脚体の3次元的な運動を考慮して、脚体の関節モーメントをできるだけ2足歩行移動体の精度よく推定する上では、2足歩行移動体の各部の運動（剛体相当部の位置、姿勢、加速度等）、2足歩行移動体の各脚体に作用する床反力およびその作用点の位置を3次元量（ある3次元座標系での座標成分値の組）として把握し、それらを基に脚体の関節モーメントを推定することが望ましいと考えられる。

【0008】

しかるに、この場合、脚体の股関節、膝関節、足首関節の3次元的な変位置を適宜のセンサを用いて把握する必要がある。そして、特に2足歩行移動体としての人間の脚体の各関節は、複雑な運動が可能であると共に、その変位置を検出するためのセンサの装着箇所や装着形態の制限を受け易い。このため、各関節の3次元的な変位置の全ての成分を十分な精度で把握することは一般には困難である。また、脚体の姿勢状態等によって、センサの出力から把握される関節の変位置の精度のばらつきも生じ易い。

【0009】

このため、単純に3次元的な手法を用いて脚体の屈伸方向での関節モーメントを推定するようにしても、却って、誤差が大きくなったり、あるいはその推定値の急変が生じ易くなる（ロバスト性が低下する）というような不都合を生じる恐れがあった。

【特許文献1】特開2003-89083号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明はかかる背景に鑑みてなされたものであり、2足歩行移動体の3次元的な運動を考慮して、脚体の屈伸方向の関節モーメントの推定精度を確保しつつ、その推定値の安定性を高めることができる2足歩行移動体の関節モーメント推定方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本願発明者等の種々様々の検討、実験によれば、人間等の2足歩行移動体の各脚体の屈伸方向の運動は、該脚体の股関節、膝関節および足首関節の3つの関節を通る平面上で行われる。そして、各脚体の屈伸方向の関節モーメントを推定する場合、上記平面（以下、脚平面ということがある）にほぼ垂直な方向の軸回りの関節モーメントを推定すればよい。この場合、上記脚平面は、鉛直姿勢とは限らないが、その空間的な姿勢（法線の向き）は、股関節の3次元的な変位置に応じたものとなる。また、脚体の股関節、膝関節および足首関節の各関節の3次元的な変位置のうち、少なくとも上記平面にほぼ垂直な軸回りの回転角は、ポテンシオメータやロータリエンコーダ等のセンサを利用して比較的精度よく把握することが可能である。

【0012】

そこで、本発明の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法は、少なくとも2足歩行移動体の各脚体の足首関節、股関節および膝関節を含む複数の関節の変位置を逐次把握する第1ステップと、該2足歩行移動体を複数の剛体要素と複数の関節要素との連結体として表現するよう予め定められた剛体リンクモデルと前記把握した関節の変位置とを少なくとも用いて該剛体リンクモデルの各剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部の位置・姿勢を逐次把握する第2ステップと、前記2足歩行移動体の所定の部位に装着した加速度センサの出力を少なくとも用いて前記2足歩行移動体の予め定めた基準点の加速度を把握する第3ステップと、各脚体に作用する床反力および該床反力の作用点の位置を逐次把握する第4ステップとを備え、前記把握した2足歩行移動体の各剛体相当部の位置・姿勢と前記基準点の加速度と前記床反力と該床反力の作用点の位置とを用いて各脚体の少なくとも1つの関節に作用する関節モーメントを推定する方法において、少なくとも前記第1ステップで把握する各脚体の股関節、膝関節および足首関節の変位置はこれらの3つの関節を通る平面としての脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量を含むと共に前記股関節の変位

量は 3 次元量であり、前記第 2 ステップで把握する剛体相当部の位置・姿勢は少なくとも前記各脚体の剛体相当部の前記脚平面上での位置・姿勢を含み、前記第 3 ステップで把握する前記基準点の加速度と前記第 4 ステップで把握する前記床反力と該床反力の作用点の位置とは 3 次元量であり、少なくとも前記基準点の加速度と前記床反力と該床反力の作用点の位置とを該脚体の股関節の変位置に応じて該脚体に係わる脚平面に投影してなる 2 次元量と、前記各脚体の剛体相当部の前記脚平面上での位置・姿勢とを用いて、該脚平面上での該脚体の各剛体相当部の運動とその各剛体相当部に作用する並進力およびモーメントとの関係を表す逆動力学モデルに基づいて該脚体の少なくとも 1 つの関節に作用する関節モーメントの前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの成分を推定することを特徴とする（第 1 発明）。

【0013】

なお、前記床反力やその作用点は、基本的にはどのような手法で把握してもよい。例えば、各脚体の足平部の底部に荷重センサや圧力分布センサを装着して、それらのセンサの出力から床反力やその作用点の位置を把握するようにしてもよい。あるいは、荷重センサを配置したフォースプレートを用意する床上を 2 足歩行移動体が移動するようにして、そのフォースプレートの出力により床反力やその作用点の位置を把握するようにしてもよい。あるいは、後述する第 3～7 発明で説明するような手法を用いて床反力やその作用点の位置を把握するようにしてもよい。

【0014】

かかる第 1 発明では、前記第 1 ステップで把握する各脚体の股関節、膝関節および足首関節の前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量は、前記した如くポテンシオメータやロータリエンコーダを用いて比較的精度良く把握することができるので、各脚体の、脚平面上での 2 次元的な運動以外の運動（各脚体の外転、外旋、内転、内旋等）を含む 3 次元的な運動によらずに、各脚体の剛体相当部の前記脚平面（該脚体に対応する脚平面）上での位置・姿勢を比較的精度よく把握できる。また、2 足歩行移動体の空間的な運動を考慮し、2 足歩行移動体の前記基準点の加速度、各脚体に作用する床反力およびその作用点の位置を 3 次元量（ある 3 次元座標系で表されるベクトル量）として把握した上で、それらが該脚体の股関節の変位置（3 次元量）に応じて該脚体に係わる脚平面に投影され、前記基準点の加速度、床反力およびその作用点の該脚平面上での 2 次元量（詳しくは脚平面に平行な面上での成分）が得られえ。そして、その基準点の加速度、床反力およびその作用点の脚平面上での 2 次元量と、前記の如く把握される脚体の剛体相当部の前記脚平面上での位置・姿勢とを用いて、該脚平面上での逆動力学モデルに基づいて、該脚体の少なくとも 1 つの関節に作用する関節モーメントの前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの成分が推定される。この場合、第 1 ステップで把握する該脚体の股関節の変位置のうちの前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの回転量以外の成分が誤差を有していても、少なくとも前記逆動力学モデルの演算に用いる、脚体の各剛体相当部の脚平面上での位置・姿勢は前述のように精度よく把握できるので、関節モーメントの前記脚平面にほぼ垂直な軸回りの成分を十分な推定精度で推定できると共に、該成分が過度に変動するのを防止できる。

【0015】

従って、本発明によれば、2 足歩行移動体の 3 次元的な運動を考慮しつつ、各脚体の屈伸方向の関節モーメントの推定精度を確保しつつ、その推定値の安定性を高めることができる。

【0016】

補足すると、前記基準点の加速度、床反力、該床反力の作用点の位置を前記脚平面に投影するということは、任意の 3 次元座標系で表される加速度のベクトル、床反力のベクトル、作用点の位置ベクトルを前記脚平面を 1 つの座標平面として含む 3 次元座標系で表現されるベクトル量に座標変換し、そのベクトル量の脚平面の成分を抽出することと等価である。

【0017】

また、2 足歩行移動体の、前記加速度センサを装着する部位と、前記基準点を設定する

部位とは互いに異なる部位でもよいが、基本的には同じ部位（前記剛体リンクモデルのある剛体要素に対応する剛体相当部）であることが好ましく、特に、その部位は、腰部であることが好ましい。

【0018】

また、かかる第1発明では、前記第3ステップで把握する前記基準点の加速度と、前記第4ステップで把握する前記床反力と該床反力の作用点の位置とは、前記剛体リンクモデルの1つの所定の剛体要素に固定された3次元座標系としてあらかじめ設定された身体座標系で表される3次元量であることが好ましい（第2発明）。

【0019】

すなわち、前記基準点の加速度等の3次元量は、基本的にはどのような3次元座標系で表現してもよいが、例えば仮に、鉛直方向軸、水平方向軸を含む3次元座標系で表現する場合には、ジャイロセンサ等を用いた傾斜センサを利用して2足歩行移動体のいずれかの剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角を把握する必要がある。ところが、傾斜センサは、一般に積分誤差や2足歩行移動体の運動に伴う慣性加速度等の影響で誤差を生じ易いので、可能な限り、2足歩行移動体のある部位の傾斜情報を使用せずに、関節モーメントを推定することが望ましい。そこで、第2発明では、前記基準点の加速度と前記床反力と該床反力の作用点の位置とを前記身体座標系での3次元量として把握する。このように、前記基準点の加速度等を身体座標系での3次元量として把握することで、関節モーメントを推定するために、2足歩行移動体の傾斜情報を使用する演算処理を最小限に留めることができる。その結果、関節モーメントの推定のための誤差要因を少なくして、その推定値の精度を確保できる。なお、後述の第4～第6発明では、床反力の作用点の位置を把握するために、2足歩行移動体のある剛体相当部の傾斜角（鉛直方向に対する傾斜角）の情報を必要とするが、その場合であっても、前記基準点の加速度と床反力とは傾斜角の情報を使用することなく、身体座標系での3次元量として把握することが可能である。

【0020】

上記第2発明では、床反力の身体座標系での値（3次元量）は、例えば2足歩行移動体の足平部の底部に荷重センサや圧力分布センサを装着して、それらのセンサの出力から把握することも可能であるが、特に2足歩行移動体が人間である場合には足平部の底部に荷重センサ等を装着すると、円滑な歩行の妨げになりやすい。そこで、第3発明では、例えば次のような手法により床反力ベクトルの身体座標系での値を把握する。

【0021】

すなわち、前記2足歩行移動体の全体重心の前記身体座標系での位置を前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて逐次求める第5ステップと、その全体重心の位置の時系列データと少なくとも前記加速度センサの出力を用いて把握される前記身体座標系の原点の加速度とから該身体座標系での全体重心の加速度を逐次求める第6ステップと、前記2足歩行移動体の運動状態が一对の脚体のうちの一方の脚体のみが接地している単脚支持状態であるか、両脚体が接地している両脚支持状態であるかを逐次判断する第7ステップとを備える。そして、前記第4ステップは、2足歩行移動体の運動状態が前記単脚支持状態であるときには、前記第6ステップで求めた前記全体重心の加速度と2足歩行移動体の全体重量と接地している脚体に作用する床反力とにより表される該2足歩行移動体の全体重心の運動方程式に基づいて該床反力の身体座標系での値を推定し、2足歩行移動体の運動状態が前記両脚支持状態であるときには、前記第6ステップで求めた前記全体重心の加速度と2足歩行移動体の全体重量と両脚体のそれぞれに作用する床反力とにより表される該2足歩行移動体の全体重心の運動方程式と、各脚体に作用する床反力が該脚体の下端部近傍にあらかじめ定めた特定部から2足歩行移動体の全体重心に向かって作用するベクトルであると仮定して定まる、2足歩行移動体の全体重心に対する該脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力との間の関係式とに基づいて両脚体のそれぞれに作用する床反力の身体座標系での値を把握する（第3発明）。

【0022】

これによれば、単脚支持状態と両脚支持状態とで2足歩行移動体の全体重心の運動方程式（全体重心の並進運動に関する運動方程式）を基本として、接地している脚体に作用する床反力を求めるので、2足歩行移動体の歩行の妨げあるいは負担となるような荷重センサ等を使用することなく、床反力を推定できる。なお、両脚支持状態では、全体重心の運動方程式（全体重心の並進運動に関する運動方程式）だけでは各脚体のそれぞれに作用する床反力を特定できないが、各脚体に作用する床反力が該脚体の下端部近傍にあらかじめ定めた特定部（例えば各脚体の足首関節、床反力作用点等）から2足歩行移動体の全体重心に向かって作用するベクトルであると仮定して定まる、2足歩行移動体の全体重心に対する該脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力との間の関係式をさらに用いることによって、各脚体毎の床反力を推定できる。この場合、前記運動方程式で必要となる2足歩行移動体の全体重心の加速度は、その身体座標系での値を逐次求めるので、その全体重心の運動方程式を身体座標系の座標成分値だけで記述することができる。また、前記2足歩行移動体の全体重心に対する脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力との間の関係式も身体座標系の座標成分値だけで記述できる。従って、身体座標系での床反力の値（3次元量）を身体座標系を固定した剛体相当部の傾斜状態（鉛直方向に対する傾斜状態）を把握することなく求めることができる。

【0023】

また、床反力の作用点は、例えば2足歩行移動体の足平部の底部に圧力分布センサを備えることで、その検出出力から推定することも可能であるが、例えば次のような手法により推定することも可能である。

【0024】

前記剛体リンクモデルの1つの所定の剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角を逐次把握する第8ステップと、2足歩行移動体の各脚体毎に該脚体が接地しているか否かを判断する第9ステップと、前記第8ステップで把握した傾斜角と前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて少なくとも2足歩行移動体の全体重心と接地している各脚体の足首関節と該脚体の足平部の中足趾節関節との位置関係と該足首関節の鉛直方向位置とを把握する第10ステップを備え、前記第4ステップは、該第10ステップで把握された全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係に基づき該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置を推定すると共に該脚体の足首関節の鉛直方向位置に基づき該脚体に作用する床反力の作用点の鉛直方向位置を推定する（第4発明）。

【0025】

すなわち、2足歩行移動体の接地している脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置は、その脚体の足首関節と中足趾節関節と2足歩行移動体の全体重心との相対的位置関係に密接に関係している。また、床反力の作用点の鉛直位置は、脚体の足首関節の鉛直位置とほぼ一定の相関性を有する。従って、2足歩行移動体の全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係に基づき該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置を推定できると共に該脚体の足首関節の鉛直方向位置に基づき該脚体に作用する床反力の作用点の鉛直方向位置を推定することができる。なお、この場合、2足歩行移動体の全体重心と接地している各脚体の足首関節と該脚体の足平部の中足趾節関節との位置関係と該足首関節の鉛直方向位置とは、前記第8ステップで把握した2足歩行移動体の剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角と、前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて把握できる。

【0026】

このように床反力の作用点を把握することで、脚体の足平部の底部に圧力分布センサを備えたりすることなく床反力の作用点を把握することができる。また、瞬間的に比較的大きな荷重がかかりやすい足平部の底部に圧力分布センサを設けずに済むため、関節モータの推定のための装置構成の耐久性上の利点もある。

【0027】

なお、上記第4発明は前記第2発明あるいは第3発明と併用してもよい。この場合には、床反力の作用点の水平面内位置および鉛直方向位置を上記の通り把握した後、さらに、水平面内位置および鉛直方向位置と前記第8ステップで把握した傾斜角とを少なくとも用いることで、前記身体座標系での床反力の作用点の位置を求めることが可能である。

【0028】

かかる第4発明では、床反力の作用点の水平面内位置（2足歩行移動体の前後方向および左右方向での位置）は、次のように把握することができる。すなわち、前記第4ステップは、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で後側に存在する場合には、該脚体の足首関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足平部の中足趾節関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在する場合には、該脚体の足平部の中足趾節関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在し、且つ該脚体の足平部の中足趾節関節に対して後側に存在する場合には、該脚体の足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分上で前記全体重心と前後方向の位置が同一となる点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定する（第5発明）。

【0029】

すなわち、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で後側に存在する場合には、該脚体は、通常、その足平部の踵で接地しており、その接地箇所は、該脚体の足首関節のほぼ直下に存在する。従って、この場合には、該脚体の足首関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定できる。また、前記全体重心が接地している脚体の足平部の中足趾節関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在する場合には、該脚体は、通常、その足平部のつま先で接地しており、その接地箇所は、該脚体の足平部の中足趾節関節のほぼ直下に存在する。従って、この場合には、該脚体の足平部の中足趾節関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定できる。また、全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在し、且つ該脚体の足平部の中足趾節関節に対して後側に存在する場合には、床反力の作用点の前後方向での位置は全体重心の前後方向での位置とほぼ同じである。また、足平部は、概ね足首関節から中足趾節関節まで延在する剛体とみなせるので、床反力の作用点は、足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分を床面に投影した線分上に存在すると考えることができる。従って、この場合には、脚体の足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分上で前記全体重心と前後方向の位置が同一となる点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力の作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定することができる。

【0030】

また、上記第4又は第5発明では、前記第4ステップは、接地している脚体に作用する床反力の作用点の鉛直方向位置を、該第10ステップで把握された脚体の足首関節の鉛直方向位置からあらかじめ定めた所定値だけ鉛直方向下方に離れた位置として推定する（第6発明）。すなわち、2足歩行移動体の歩行時等に接地している脚体の足首関節は、一般に床面から概ね一定の高さの位置に存在する。従って、脚体の足首関節の鉛直方向位置から、あらかじめ定めた所定値（上記一定の高さに相当する所定値）だけ鉛直方向下方に離れた位置を床反力の作用点の鉛直方向位置として推定できる。

【0031】

接地している脚体の足首関節の床面からの高さは上記の如く概ね一定の高さであるが、

2足歩行移動体の移動時に脚体の足平部の底面のつま先側の部分だけが接地している状態では、該脚体の足首関節の床面からの高さは、該足平部の底面のほぼ全体または踵側の部分が接地している場合に較べて多少高くなる。従って、床反力の作用点の鉛直方向位置の推定精度をより高める上では、第6発明で次のようにすることが好ましい。

【0032】

すなわち、前記第9ステップでは、接地していると判断した脚体について、さらに該脚体の足平部のつま先側部分および踵側部分のそれぞれ接地の有無を判断し、前記第10ステップでは、前記接地している脚体の足首関節の鉛直方向位置に加えて該脚体の足平部の中足趾節関節の鉛直方向位置を把握し、前記4ステップでは、前記第9ステップで足平部のつま先側部分および踵側部分のうちのつま先側部分のみが接地していると判断されたときには、前記所定値の代りに、前記第10ステップで把握した前記足首関節の鉛直方向位置と中足趾節関節の鉛直方向位置とから求められる該足首関節と中足趾節関節との鉛直方向の距離を用いて前記床反力ベクトルの鉛直方向位置を推定する（第7発明）。

【0033】

これによれば、接地している脚体の足平部のつま先側部分だけが接地していると判断される状態では、脚体の足首関節の鉛直方向位置から、足首関節と中足趾節関節との鉛直方向距離だけ鉛直下方に離れた位置が床反力の作用点の鉛直方向位置として推定される。その結果、床反力の作用点の鉛直方向位置の推定精度を高めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

本発明の実施形態を図1～図10を参照して説明する。図1は本発明を2足歩行移動体としての人間に適用した実施形態での全体的装置構成を模式的に示す図である。同図に示すように、人間1は、その構成を大別すると、左右一対の脚体2、2と、胴体3と、左右一対の腕体4、4と、頭部5とを有する。胴体3は、腰部6、腹部7、および胸部8から構成され、その腰部6が脚体2、2のそれぞれに左右一対の股関節9、9を介して連結されて両脚体2、2上に支持されている。また、胴体3の胸部8の左右の両側部からそれぞれ腕体4、4が延設されると共に、胸部8の上端に頭部5が支持されている。各脚体2は、股関節9から延在する大腿部10と、該大腿部10の先端から膝関節11を介して延在する下腿部12と、該下腿部12の先端から足首関節13を介して延在する足平部14とを備えている。

【0035】

本実施形態では、このような構成を有する人間1の各脚体2の各関節9、11、13に作用する関節モーメントの推定を行うために、次のような装置を人間1に装備している。すなわち、腰部6の背面にはセンサボックス15が図示しないベルト等の部材を介して装着されている。このセンサボックス15の内部には、図2のブロック図で示すように3軸方向の加速度（並進加速度）を検出する加速度センサ16と、3軸方向（3軸回り）の角速度を検出するジャイロセンサ17と、マイクロコンピュータを用いて構成された演算処理装置18と、後述する光ファイバ26、27に導入する光を発光したり、戻り光を受光する発光／受光器19と、演算処理装置18等の各電装品の電源としてのバッテリー20とが収容されている。なお、加速度センサ16及びジャイロセンサ17は、センサボックス15を介して腰部6に固定され、腰部6と一体的に動くようになっている。

【0036】

各脚体2の股関節9、膝関節11、足首関節13の部位には、それぞれの関節の変位量を検出する関節変位センサ21、22、23が図示しないベルト等の部材を介して装着されている。これらの各関節変位センサ21、22、23のうち、股関節9の関節変位センサ21が検出する変位量は、該股関節9の3軸回りの回転角（これらの3軸回りの回転角の組から成る3次元量）であり、膝関節11の関節変位センサ22が検出する変位量は、該膝関節11の1軸回りの回転角、足首関節13の関節変位センサ23が検出する変位量は、該足首関節13の1軸回りの回転角である。この場合、関節変位センサ21が検出する回転角のうちの1つと、関節変位センサ22、23が各々検出する回転角の回転軸は、

それぞれ図3に示す如く、それらのセンサを装着した脚体2の股関節9、膝関節11、足首関節13のそれぞれのほぼ中心を通る平面としての脚平面PLにはほぼ垂直な軸a9, a11, a13である。なお、図3は関節変位センサ21~23を各脚体2に装備した人間1の下半身を正面側から見た図である。また、図3では脚平面PLは同図の紙面に垂直な平面である。

【0037】

ここで、脚平面PLは、それに対応する脚体2を膝関節11で屈曲させて該脚体2の屈伸を行ったときに、該脚体2の股関節9、膝関節11、足首関節13がほぼ中心点が存在するような平面である。換言すれば、脚体2の屈伸は、その各関節9, 11, 13の中心点をほぼ脚平面PL上に位置させた状態で行われる。そして、例えば、図3の左側脚体2のように、股関節9の運動によって左側脚体2を外転させると、該左側脚体2に対応する脚平面PLは傾く。関節変位センサ21~23は、それぞれ各関節9, 11, 13の上記回転軸a9, a11, a13回りの回転角を例えば、ポテンシオメータやロータリエンコーダを用いて検出する。

【0038】

また、股関節9の関節変位センサ21が検出する他の2軸回りの回転角について図4を参照して説明すると、本実施形態では、同図示の如く、関節変位センサ21は前記センサボックス15にゴム等から成る平板状の弾性部材50を介して連結されている。なお、弾性部材50のセンサボックス15側の端部は、センサボックス15から延設された硬質の剛体部材50aを介してセンサボックス15に連結されている。そして、関節変位センサ21は、例えば弾性部材50の延在方向の回転軸b9回りの股関節9の回転角（弾性部材50を撓ませる方向の回転角）と、該回転軸b9に直交する回転軸c9回りの股関節9の回転角（弾性部材50を捻る方向の回転角）とを、弾性部材50の変形量を検出する図示しないひずみセンサや、後述するような光ファイバを用いたセンサを用いて検出する。なお、上記回転軸b9, c9は脚平面PLに平行である。

【0039】

図1に戻って、各脚体2の足平部14の底面（詳しくは足平部14に装着した靴の底面）には、2つの接地センサ24, 25が設けられている。接地センサ24, 25のうち、接地センサ24は足首関節13の直下の箇所（踵）に設けられ、接地センサ25は足平部14の中足趾節関節14a（足平部14の親指の付け根の関節）の直下の箇所（つま先）に設けられている。これらの接地センサ24, 25は、それを設けた箇所が接地しているか否かを示すON/OFF信号を出力するセンサである。なお、前記関節変位センサ21, 22, 23、および接地センサ24, 25の検出出力は信号線（図示省略）を介してセンサボックス15の演算処理装置18に入力される。

【0040】

さらに、図1に示す如く、センサボックス15から2本の光ファイバ26, 27が胴体3の背面沿いに上方に向かって延設され、その先端部がそれぞれ腹部7の背面、胸部8の背面に図示しないベルト等の部材を介して固定されている。光ファイバ26, 27は、それぞれ腰部6に対する腹部7、胸部8の傾き角（矢状面での傾き角）を検出する検出手段の構成要素である。これらの光ファイバ26, 27を用いた腹部7、胸部8の傾き角の計測は次のような手法により行われる。光ファイバ26を用いた腹部7の傾き角の計測手法を代表的に説明すると、該光ファイバ26には、センサボックス15内に設けられた発光／受光器19（図2に示す）から所定の強度の光が導入されると共に、その導入された光が該光ファイバ26の先端で反射されてセンサボックス15側に戻ってくるようになっている。そして、その光の戻り量（戻った光の強度）が前記発光／受光器19により検出されるようになっている。また、光ファイバ26には、微小な光漏れを許容する複数の刻み部（図示しない）が長手方向に間隔を存して設けられており、光ファイバ26に導入された光のうち、腰部6に対する腹部7の傾き角に応じた量の光がそれらの刻み部を介して光ファイバ26から漏出する。このため、センサボックス15側への光の戻り量は、腹部7の傾き角に応じたものとなり、その戻り量を検出することで、腰部6に対する腹部7の傾

き角が計測される。すなわち、光ファイバ25の光の戻り量に応じた発光／受光器19の検出出力が、腰部6に対する腹部7の傾き角に応じたものとなり、それが該傾き角を示す信号として演算処理装置18に入力される。光ファイバ27を用いた胸部8の傾き角の計測手法も同様である。

【0041】

なお、前記関節変位センサ21, 22, 23がそれぞれ検出する股関節9、膝関節11、足首関節13の回転角は、両足平部14, 14を平行に前方に向けて人間1が直立姿勢で起立した状態（以下、人間1の基準姿勢状態という）を基準（ゼロ点）とする回転角である。光ファイバ26, 27を用いて検出する腹部7、胸部8の傾き角についても同様である。

【0042】

ここで、本実施形態で用いる人間1の剛体リンクモデルと座標系について説明しておく。図5はその剛体リンクモデルS1と座標系とを示している。なお、この剛体リンクモデルS1は、前記図1にも仮想線で併記されている。本実施形態では、剛体リンクモデルS1は、人間1を、9個の剛体要素と8個の関節要素とで構成される連結体として表現している。さらに詳説すると、剛体リンクモデルS1は、大別すると、人間1の各脚体2にそれぞれ対応する一対の脚体部S2, S2と、人間1の上体（腰部6から上側の部分）に対応する上体部SUとから構成されている。上体部SUは、人間1の腰部6に対応する剛体要素S6と腹部7に対応する剛体要素S7とを関節要素JU1で連結し、さらに、剛体要素S7と胸部8に対応する剛体要素S8とを関節要素JU2で連結してなる連結体として構成されている。以下、剛体要素S6, S7, S8をそれぞれ腰部要素S6、腹部要素S7、胸部要素S8と称し、関節要素JU1、JU2をそれぞれ上体下部関節JU1、上体上部関節JU2と称することがある。

【0043】

この場合、腰部要素S6は、逆T字形となっており、その上端に前記上体下部関節JU1が設けられると共に、左右の両端に人間1の一対の股関節9, 9に対応する一対の関節要素J9, J9（以下、単に股関節J9ということがある）が設けられている。つまり、腰部要素S6は、股関節J9, J9の間でそれらの中心を結ぶ線分方向（左右方向）に延在する部分S6aとこの部分S6aの中央から上体下部関節JU1に向かってほぼ上方に伸びる部分S6bとから構成されている。ここで、上体下部関節JU1は、人間1の腰部6と腹部7との境界付近で人間1の背骨上に想定した関節に対応するものであり、上体上部関節JU2は、腹部7と胸部8との境界付近で人間1の背骨上に想定した関節に対応するものである。人間1の胴体3の曲げ動作をつかさどる実際の背骨は多数の関節で構成されるが、剛体リンクモデルS1では、上体部SUの曲げ動作は、上体下部関節JU1および上体上部関節JU2の2つの関節要素で行われる。そして、腹部要素S7は、上体下部関節JU1と上体上部関節JU2との間でそれらの中心を結ぶ線分方向に延在している。なお、胸部要素S8は、図1に示す如く、上体上部関節JU2から人間1の首の付け根（より詳しくは胴体3と首との境界付近での背骨上の部位）まで延在するものとされている。

【0044】

剛体リンクモデルS1の各脚体部S2は、大腿部10に対応する剛体要素S10を前記股関節J9を介して腰部要素S6に連結し、下腿部12に対応する剛体要素S12を膝関節11に対応する関節要素J11を介して連結し、足平部14に対応する剛体要素S14を足首関節13に対応する関節要素J13を介して連結してなる連結体として構成されている。以下、剛体要素S10, S12, S14をそれぞれ大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14と称し、関節要素J11, J13をそれぞれ単に膝関節J11、足首関節J13と称することがある。

【0045】

この場合、大腿部要素S10および下腿部要素S12は、それぞれの両端の関節要素の間でそれらの中心を結ぶ線分方向に延在している。また、足平要素S14は、足平要素S

14の先端は、人間1の足平部14の中足趾節関節14a（以下、MP関節14aという）に対応しており、図1に示す如く、足首関節13（J13）から足平部14の中足趾節関節14a（以下、MP関節14aという）まで延在している。剛体リンクモデルS1では、足平要素S14の先端は関節としての機能を持つものではないが、以下、便宜上、その先端をMP関節J14aと称することがある。

【0046】

以上の如く構成された剛体リンクモデルS1の各剛体要素及び各関節要素は、各関節要素の回転運動によって、その相互の位置関係および姿勢関係（向きの関係）が各剛体要素および各関節要素に対応する人間1の各部の相互の位置関係および姿勢関係とほぼ同一になるように運動可能とされている。この場合、上体下部関節JU1及び上体上部関節JU2は、それぞれ3軸回りの回転が可能とされており、その中の1軸を計測軸として、その計測軸回りの回転（図5に各関節要素JU1、JU2に対応して記載した矢印（回転方向を表す矢印））を計測するようにしている。その計測軸は、本実施形態では、前記一対の股関節J9、J9の中心を結ぶ線分（腰部要素S6の部分S6aの延在方向）と平行な軸である。また、各脚体部S2の股関節J9は、左側の脚体部S2の股関節J9に関して代表的に図5中に記載した矢印（回転方向を表す矢印）で示す如く3軸回りの回転が可能とされている。さらに、各脚体部S2の膝関節J11および足首関節J13はそれぞれ、左側の脚体部S2の各関節要素J11、J13に関して代表的に図5中に記載した矢印（回転方向を表す矢印）で示す如く1軸回りの回転が可能とされている。膝関節J11および足首関節J13のそれぞれの回転軸は、股関節J9、膝関節J11および足首関節J13のそれぞれの中心を通る脚平面（図5では左側脚体部S2については図示を省略している）に垂直な軸である。右側脚体部S2の股関節J9、膝関節J11、および足首関節J13の回転動作についても左側脚体部S2と同様である。この場合、右側脚体部S2の膝関節J11および足首関節J13のそれぞれの回転軸（1軸）は、該右側脚体部S2に対応して図示した脚平面PLに垂直な軸である。なお、各股関節J9は、いずれの脚体部S2についても3軸回りの回転が可能であるから、それぞれの脚体部S2に対応する脚平面に垂直な軸回りの回転も可能である。

【0047】

また、剛体リンクモデルS1では、その各剛体要素の重量および長さ（軸心方向の長さ）、各剛体要素の重心の位置（各剛体要素での位置）とがあらかじめ定められて、演算処理装置18の図示しないメモリに記憶保持されている。図3の黒点G8、G7、G6、G10、G12、G14はそれぞれ胸部要素S8、腹部要素S7、腰部要素S6、大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14の重心を例示的に示している。なお、腰部要素S6は前記したように逆T字形であるので、その長さについては、前記部分S6aの長さの部分S6bの長さがある。

【0048】

各剛体要素の重量、長さ、重心の位置は、基本的にはそれぞれの剛体要素に対応する人間1の剛体相当部の重量、長さ、重心の位置とほぼ同一に設定されている。例えば、大腿部要素S10の重量、長さ、重心の位置は、それぞれ人間1の大腿部10の実際の重量、長さ、重心の位置とほぼ同一である。但し、重量および重心の位置は、人間1に本実施形態の装置を装備した状態での重量および重心の位置である。また、胸部要素S8の重量および重心の位置は、人間1の胸部8と両腕体4、4と頭部5とを合わせたものの重量および重心の位置である。補足すると、人間1の移動時の両腕体4、4の運動（腕を前後に振る動作）に伴う胸部要素S8の重心の位置変化は比較的小さく、該胸部要素S8のほぼ一定の位置に維持される。また、各剛体要素の重心の位置は、各剛体要素にあらかじめ固定して設定された後述の要素座標系での位置ベクトルとして、該要素座標系の各座標成分値で設定されている。

【0049】

各剛体要素の重量、長さ、重心の位置は、基本的には、人間1の各部の寸法や重量の実測値に基づいて定めればよいが、人間1の身長や体重から、人間の平均的な統計データに

基づいて推定するようにしてもよい。一般に、各剛体要素に対応する人間1の剛体相当部の重心の位置や重量、長さは、人間の身長や体重（全体重量）と相関性があり、その相関関係に基づいて人間1の身長および体重の実測データから各剛体要素に対応する人間1の剛体相当部の重心の位置や重量、長さを比較的精度よく推定することが可能である。

【0050】

なお、図3では、便宜上、各重心G8, G7, G6, G10, G12, G14は、それぞれに対応する剛体要素の軸心上に位置するように記載しているが、必ずしもその軸心上に位置するとは限らず、その軸心からずれた位置に存在してもよい。

【0051】

本実施形態では、剛体リンクモデルS1に対して、次のような座標系があらかじめ設定されている。すなわち、図3に示す如く身体座標系BCが腰部要素S6に固定して設定されている。この身体座標系BCは、一対の股関節J11, J11の中心を結ぶ線分の中点（腰部要素S6の部分S6aの中央点）を原点とし、その線分の方をY軸、原点から上体下部関節JU1の中心に向かう方向をZ軸、これらのY軸およびZ軸に直交する方向をX軸とする3次元座標系（XYZ座標系）として設定されている。人間1の前記基準姿勢状態では、身体座標系BCのX軸、Y軸、Z軸はそれぞれ人間1の前後方向、左右方向、上下方向（鉛直方向）に向き、XY平面は水平面である。なお、本実施形態では、身体座標系BCの原点は本発明における基準点に相当するものである。

【0052】

また、各脚体2に対応する脚平面PLには、脚座標系LCが固定・設定されている。なお、図5では便宜上、右側脚体部S2の脚平面PLに対応する脚座標系LCのみ代表的に記載している。この脚座標系LCは、脚平面PL上の股関節J9の中心点を原点とする3次元座標系（XYZ座標系）であり、脚平面PLに垂直な方向をY軸、身体座標系BCのZ軸を脚平面PLに投影した軸と平行な方向をZ軸、これらのY軸およびZ軸に直交する方向をX軸としている。なお、脚座標系PLのXZ平面は、脚平面PLと一致する。

【0053】

さらに、各剛体要素には、例えば参照符号C8, C7, C6, C10, C12, C14で示すように要素座標系が固定的に設定されている。本実施形態では、腰部要素S6の要素座標系C6は身体座標系BCと同一とされている。また、胸部要素S8、腹部要素S7、各大腿部要素S10、各下腿部要素S12、および各足平部要素S14のそれぞれの要素座標系C8, C7, C10, C12, C14はそれぞれ、上体上部関節JU2、上体下部関節JU1、膝関節J11、足首関節J13、MP関節J14aの中心点を原点とする3次元座標系（XYZ座標系）とされている。別の言い方をすれば、各脚体部S2については、その各剛体要素S10, S12, S14の要素座標系C10, C12, C14は、各剛体要素S10, S12, S14の両端の関節要素のうち、腰部要素S6からより遠い側の関節要素の中心点を原点としている。また、上体部SUの腹部要素S7および胸部要素S8のそれぞれの要素座標系C7, C8は、腹部要素S7および胸部要素S8のそれぞれの両端の関節要素のうち、腰部要素S6により近い側の関節要素の中心点を原点としている。なお、図3では、要素座標系C10, C12, C14は図示の便宜上、右側脚体部S2についてのみ図示しているが、左側脚体部S2についても右側脚体部M2と同様に要素座標系が設定されている。

【0054】

また、要素座標系C8, C7は、それぞれ胸部要素S8、腹部要素S7の延在方向（軸心方向）にZ軸が設定されると共に、Y軸が身体座標系BCのY軸と同一方向に設定されている。また、要素座標系C10, C12, C14はそれぞれ大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14の延在方向（軸心方向）にZ軸が設定されると共に、Y軸が脚平面PLの法線方向（脚座標系LCのY軸と平行な方向）に設定されている。上記のいずれの要素座標系C8, C7, C10, C12, C14でも、X軸はY軸及びZ軸に直交する方向に設定されている。以下の説明では、各要素座標系C8, C7, C6, C10, C12, C14をそれぞれ胸部座標系C8、腹部座標系C7、腰部座標系C6、大腿部

座標系 C10、下腿部座標系 C12、足平部座標系 C14 と称することがある。

【0055】

なお、要素座標系 C8、C7、C10、C12、C14 は、必ずしも上記の如く設定する必要はなく、基本的にはその原点や各軸の向きの設定は任意でよい。

【0056】

図6は前記演算処理装置18の演算処理機能を示すブロック図である。同図に示すように、演算処理装置18は、各股関節9の関節変位センサ21および発光/受光器19の検出出力を基に後述する座標変換のための変換テンソルを作成する変換テンソル作成手段28と、各関節変位センサ21、22、23の検出出力を基に、剛体リンクモデルS1の各脚体2の脚平面PL上での各関節要素の位置、各剛体要素の姿勢（傾斜角）、および各剛体要素の重心の位置を求める2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29と、変換テンソル作成手段28が作成した変換テンソルと2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29が求めた位置・姿勢とを用いて前記剛体リンクモデルS1の各関節要素および各剛体要素の重心の身体座標系BCでの3次元的位置ベクトルの値（座標成分値）を求める3次元関節・要素重心位置算出手段30と、前記加速度センサ16及びジャイロセンサ17の検出出力を基に身体座標系BCの原点の加速度ベクトル（並進加速度）および角速度ベクトルの値（身体座標系BCでの座標成分値）を求める身体座標系加速度・角速度算出手段31と、前記加速度センサ16及びジャイロセンサ17の検出出力を基に身体座標系BCの鉛直方向に対する傾斜角を算出する身体座標系傾斜角算出手段32とを備えている。

【0057】

さらに演算処理装置18は、3次元関節・要素重心位置算出手段29が求めた各剛体要素の重心の位置ベクトルの値を用いて身体座標系BCでの剛体リンクモデルS1の全体重心（人間1の全体重心）の位置ベクトルの値を求める全体重心位置算出手段33を備えている。

【0058】

また、演算処理装置18は、3次元関節・要素重心位置算出手段30が求めた各足首関節J13の位置ベクトルの値と全体重心位置算出手段32が求めた全体重心の位置ベクトルの値と身体座標系加速度・角速度算出手段31が求めた身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの値と前記接地センサ24、25の検出出力とを用いて人間1の各脚体2、2に作用する床反力ベクトル（並進床反力）の身体座標系BCでの値（座標成分値）を推定する床反力推定手段34と、3次元関節・要素重心位置算出手段30が求めた各足首関節J13および各MP関節J14aの位置ベクトルの値と身体座標系傾斜角算出手段32が求めた身体座標系BCの傾斜角と全体重心位置算出手段32が求めた全体重心の位置ベクトルの値と接地センサ24、25の検出出力とを用いて各脚体2に作用する床反力ベクトルの作用点（以下、単に床反力作用点という）の位置ベクトルの身体座標系BCでの値を求める床反力作用点推定手段35とを備える。

【0059】

そして、演算処理装置18は、床反力推定手段34が求めた床反力ベクトルの値と床反力作用点推定手段35が求めた床反力作用点の位置ベクトルの値と身体座標系加速度・角速度算出手段31が求めた加速度ベクトルおよび角速度ベクトルの値を、変換テンソル作成手段28が作成した変換テンソルを用いて各脚体2に対応する脚平面PLに投影する脚平面投影手段36と、この投影により得られた値（2次元量）と2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29が求めた位置・姿勢とを用いて各脚体2の足首関節13、膝関節11および股関節9に作用する関節モーメントを推定する関節モーメント推定手段37とを備えている。

【0060】

詳細は後述するが、演算処理装置18は、上記各手段28～37の演算処理を所定の演算処理周期で逐次実行し、各演算処理周期において最終的に関節モーメント推定手段35により関節モーメントの推定値を逐次算出する。

【0061】

次に演算処理装置 18 の各手段の詳細な演算処理と併せて本実施形態の装置の作動を説明する。なお、以下の説明において、一般的に、ベクトル量のある座標系 Ca から別の座標系 Cb に座標変換する変換テンソル、すなわち座標系 Ca の成分値で表されるベクトル量を座標系 Cb の成分値で表されるベクトル量に変換するテンソルを「 $R(Ca \rightarrow Cb)$ 」というように表記する。また、ある座標系 Ca で見たある点 P もしくは部位 P の位置ベクトルを $U(P/Ca)$ というように表記する。また、ある座標系 Ca の座標成分値で表される、物体 Q もしくは部位 Q の作用力、加速度等の物理量のベクトル A を $A(Q/Ca)$ というように表記する。この場合、位置ベクトル $U(P/Ca)$ や、物理量ベクトル $A(Q/Ca)$ の座標系 Ca での座標成分値を表すときは、各座標軸の名称である x、y、z をさらに付加して表記する。例えば、位置ベクトル $U(P/Ca)$ の X 座標成分は、 $U(P/Ca)_x$ というように表記する。

【0062】

また、前記各要素座標系 C8、C7、C6、C10、C12、C14 をそれぞれ対応する部位の名称を用いて C__胸部、C__腹部、C__腰部、C__大腿部、C__下腿部、C__足平部と称することがある。このことは、各剛体要素 S8、S7、S6、S10、S12、S14、各剛体要素 S の重心 G8、G7、G6、G10、G12、G14 についても同様とする。例えば腰部剛体要素 S8 およびその重心 G8 をそれぞれ S__腰部、G__腰部と表記することがある。なお、大腿部 10、下腿部 12、足平部 14 に関するものについては、その左右を区別する必要があるときは、「右」、「左」をさらに付加して記述する。例えば右側大腿部要素 S10 を S__右大腿部と称することがある。また、股関節 J9、膝関節 J11、足首関節 J13、および MP 関節 J14a をそれぞれ J__股、J__膝、J__足首、J__MP と称することがある。この場合も左右を区別する必要があるときは、上記と同様、「右」、「左」をさらに付加して表記する。

【0063】

演算処理装置 18 は、所定の演算処理周期で前記各関節変位センサ 21、22、23、発光／受光器 19、加速度センサ 16、ジャイロセンサ 17 の検出出力を図示しない A/D 変換器を介して取り込むと共に、各接地センサ 24、25 の検出出力 (ON/OFF 信号) を取り込む。そして、まず、前記変換テンソル作成手段 28、2 次元脚姿勢・要素重心位置算出手段 29、および 3 次元関節・要素重心位置算出手段 30 の演算処理を順次実行する。

【0064】

変換テンソル作成手段 28 の演算処理では、各脚平面 PL に対応する脚座標系 LC と身体座標系 BC との間のベクトル量の座標変換を行うための変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ と、腹部要素 S7 の要素座標系 C7 および胸部要素 S8 の要素座標系 C8 のそれぞれと身体座標系 BC の間のベクトル量の座標変換を行うための変換テンソル $R(C_腹部 \rightarrow BC)$ 、 $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ とが作成される。

【0065】

変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ は、身体座標系 BC で見た脚平面 PL の法線ベクトルの向きを表すテンソルであり、この変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ は、本実施形態では、股関節 9 の関節変位センサ 21 で検出される前記回転軸 b9、c9 (図 4 参照) のそれぞれの軸回りの回転角 α 、 β を用いて次式 (1) により算出される。

【0066】

【数 1】

$$R(LC \rightarrow BC) = R(C_b \rightarrow BC) \times R(LC \rightarrow C_b) \quad \cdots \cdots (1)$$

但し、

$$R(LC \rightarrow C_b) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0067】

ここで、式(1)における C_b は、図4に示す如く前記弾性部材50のセンサボックス15側の一端(センサボックス15から延設された剛体部材50aに固定されている一端)に原点とを有し、前記回転軸 b_9 、 c_9 の方向をそれぞれZ軸方向、X軸方向とする3次元座標系である。なお、この座標系 C_b のY軸は、図4の紙面に垂直な方向であり、人間1の前記基準姿勢状態では脚平面PLに垂直な方向である。そして、式(1)の $R(LC \rightarrow C_b)$ は、座標系 C_b で見た脚平面PLの法線ベクトルの向きを表すテンソルである。また、式(1)中の $R(C_b \rightarrow BC)$ は上記座標系 C_b で見たベクトル量を身体座標系BCで見たベクトル量に座標変換するためのテンソルである。この場合、座標系 C_b は、剛体部材50aおよびセンサボックス15を介して腰部6に対して固定されているので、身体座標系BCに対して固定的な位置・姿勢関係を有している。このため、テンソル $R(C_b \rightarrow BC)$ は一定値(固定値)であり、本実施形態の装置を人間1に装着した時に、あらかじめ設定されて、演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。従って、股関節9の関節変位センサ21で検出される前記回転軸 b_9 、 c_9 のそれぞれの軸回りの回転角 α 、 β を用いて上記式(1)により変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ が算出される。なお、変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ は、左右の脚体2毎に各別に求められる。

【0068】

また、変換テンソル $R(C_腹部 \rightarrow BC)$ 、 $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ は次のように作成される。まず、発光/受光器19の検出出力を基に、剛体リンクモデルS1の腰部要素M6に対する腹部要素S7と胸部要素S8の傾斜角(詳しくは身体座標系BCのZ軸方向に対する矢状面(XZ平面)上での傾斜角)が把握される。そして、例えば変換テンソル $R(C_腹部 \rightarrow BC)$ は、腰部6に対する腹部7の傾斜角を θ_y (但し傾斜角 θ_y は人間1の前方側への傾斜方向を正方向とする)とおくと、次式(2)の如く3次の行列で表される。

【0069】

【数2】

$$R(C_腹部 \rightarrow BC) = \begin{bmatrix} \cos \theta_y & 0 & \sin \theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y \end{bmatrix} \quad \dots\dots(2)$$

【0070】

変換テンソル $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ も同様である。補足すると、本実施形態では、剛体リンクモデルS1の上体下部関節JU1および上体上部関節JU2を1軸回り($C_腹部$ および $C_胸部$ のY軸回り)の回転が可能なものとして、その回転による腹部要素S7および胸部要素S8の腰部要素S6に対する傾斜角を計測するようにしたため、変換テンソル $R(C_腹部 \rightarrow BC)$ および $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ は上記式(2)の右辺の形の行列で表される。但し、上体下部関節JU1および上体上部関節JU2をそれぞれ例えば2軸回り(例えば $C_腹部$ および $C_胸部$ のY軸とX軸との2軸回り)の回転が可能なものとして、腹部要素M7および胸部要素M8の2軸回りの傾斜角を計測するようにしてもよい。このようにした場合には、変換テンソル $R(C_腹部 \rightarrow BC)$ 、 $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ はより複雑な形式になる。

【0071】

なお、上記の如く求めた変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ 、 $R(C_腹部 \rightarrow BC)$ 、 $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ を転置したものがそれぞれの逆変換を行うための変換テンソルとなる。従って、 $R(BC \rightarrow LC) = R(LC \rightarrow BC)^T$ 、 $R(BC \rightarrow C_腹部) = R(C_腹部 \rightarrow BC)^T$ 、 $R(BC \rightarrow C_胸部) = R(C_胸部 \rightarrow BC)^T$ (Tは転置を意味する)である。

【0072】

前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29の演算処理では、まず、各脚体2の関節変位センサ21~23の検出出力から把握される、各関節9、11、13の脚平面PLに垂直な軸(図3の回転軸 a_9 、 a_{11} 、 a_{13})回りの回転角から、該脚体2の剛体相当部である大腿部10、下腿部12および足平部14の傾斜角 $\theta_大腿部$ 、 $\theta_下腿部$ 、 $\theta_足平部$ が、それぞれに対応する剛体リンクモデルS1の大腿部要素S10、下腿部要素

S12 および足平部要素 S14 の傾斜角として算出される。ここで、傾斜角 θ __大腿部、 θ __下腿部、 θ __足平部は、脚平面 PL に係わる脚座標系 LC の Z 軸方向に対する傾斜角である。

【0073】

具体的には、図 7 に示す如く、股関節 9、膝関節 11、足首関節 13 のそれぞれの検出された回転角（前記基準姿勢状態からの、脚平面 PL (=脚座標 LC の XZ 平面) に垂直な軸回りの回転角) を θ __股、 θ __膝、 θ __足首とすると、 θ __大腿部、 θ __下腿部、 θ __足平部は、それぞれ次式 (3a) ~ (3c) により順番に求められる。

【0074】

$$\theta \text{__大腿部} = -\theta \text{__股} \quad \dots (3a)$$

$$\theta \text{__下腿部} = \theta \text{__大腿部} + \theta \text{__膝} \quad \dots (3b)$$

$$\theta \text{__足平部} = \theta \text{__下腿部} - \theta \text{__足首} + 90^\circ \quad \dots (3c)$$

【0075】

尚、図 7 の例では、 θ __股 > 0 、 θ __膝 > 0 、 θ __足首 > 0 であり、 θ __大腿部 < 0 、 θ __下腿部 > 0 、 θ __足平部 < 0 である。また、 θ __大腿部、 θ __下腿部、 θ __足平部の算出は、各脚体部 S2 毎に各別に行われる。

【0076】

次に、各脚体部 S2 の各関節要素の、脚座標系 LC の XZ 平面、すなわち、脚平面 PL 上での位置が、上記の如く求め θ __大腿部、 θ __下腿部、 θ __足平部と、あらかじめ演算処理装置 18 のメモリに記憶保持された各脚体部 S2 の各剛体要素の長さを用いて求められる。具体的には、各脚体部 S2 の関節要素 J__股 (J9)、J__膝 (J11)、J__足首 (J13) および J__MP (J14a) のそれぞれの脚座標系 LC での位置ベクトル $U(J\text{__股}/LC)$ 、 $U(J\text{__膝}/LC)$ 、 $U(J\text{__足首}/LC)$ 、 $U(J\text{__MP}/LC)$ がそれぞれ次式 (4a) ~ (4d) により順番に算出される。なお、このとき、脚座標系 LC の Y 軸方向 (脚平面 PL の法線方向) での J__股、J__膝、J__足首、J__MP の位置、すなわち、J__股、J__膝、J__足首、J__MP の、脚座標系 LC での Y 座標成分はいずれも 0 とされる。つまり、本実施形態では、J__股、J__膝、J__足首、J__MP は、いずれも脚平面 PL 上でのみ運動可能とされる。

【0077】

$$U(J\text{__股}/LC) = (0, 0, 0)^T \quad \dots (4a)$$

$$U(J\text{__膝}/LC) = U(J\text{__股}/LC) + (-L10 \times \sin(\theta \text{__大腿部}), 0, -L10 \times \cos(\theta \text{__大腿部}))^T \quad \dots (4b)$$

$$U(J\text{__足首}/LC) = U(J\text{__膝}/LC) + (-L12 \times \sin(\theta \text{__下腿部}), 0, -L12 \times \cos(\theta \text{__下腿部}))^T \quad \dots (4c)$$

$$U(J\text{__MP}/LC) = U(J\text{__足首}/LC) + (-L14 \times \sin(\theta \text{__足平部}), 0, -L14 \times \cos(\theta \text{__足平部}))^T \quad \dots (4d)$$

【0078】

ここで、式 (4b)、(4c)、(4d) 中の L10、L12、L14 はそれぞれ大腿部要素 S10、下腿部要素 S12、足平部要素 S14 の長さであり、前記した如く演算処理装置 18 のメモリにあらかじめ記憶保持されている。また、式 (4b) ~ (4d) のそれぞれの右辺第 2 項のベクトルは、股関節要素 J9 から見た膝関節要素 J11 の位置ベクトル、膝関節要素 J11 から見た足首関節要素 J13 の位置ベクトル、足首関節要素 J13 から見た MP 関節要素 J14a の位置ベクトルを意味している。なお、式 (4a) ~ (4d) により求められる位置ベクトル $U(J\text{__股}/LC)$ 、 $U(J\text{__膝}/LC)$ 、 $U(J\text{__足首}/LC)$ 、 $U(J\text{__MP}/LC)$ のそれぞれの X 座標成分および Z 座標成分の組が脚平面 PL 上での 2 次元的位置を表している。

【0079】

さらに、各脚体部S2の各剛体要素の重心の、脚座標系LCでの位置ベクトルが、式(4b)～(4d)により上記の如く算出された関節要素の位置ベクトルを用いて算出される。具体的には、各脚体部S2の大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14のそれぞれの重心G__大腿部(G10)、G__下腿部(G12)、G__足平部(G14)のそれぞれの位置ベクトルU(G__大腿部/LC)、U(G__下腿部/LC)、U(G__足平部/LC)がそれぞれ次式(5a)～(5c)により算出される。

【0080】

$$U(G_大腿部/LC) = U(J_膝/LC) + R(C_大腿部 \rightarrow LC) \times U(G_大腿部/C_大腿部) \dots (5a)$$

$$U(G_下腿部/LC) = U(J_足首/LC) + R(C_下腿部 \rightarrow LC) \times U(G_下腿部/C_下腿部) \dots (5b)$$

$$U(G_足平部/LC) = U(J_MP/LC) + R(C_足平部 \rightarrow LC) \times U(G_足平部/C_足平部) \dots (5c)$$

【0081】

ここで、式(5a)～(5c)のR(C__大腿部→LC)、R(C__下腿部→LC)、R(C__足平部→LC)は、それぞれ大腿部座標系C__大腿部(C10)から脚座標系LCへの変換テンソル、下腿部座標系C__下腿部(C12)から脚座標系LCへの変換テンソル、足平部座標系C__足平部(C14)から脚座標系LCへの変換テンソルであり、それぞれ先に算出したθ__大腿部、θ__下腿部、θ__足平部(式(3a)～(3c)を参照)を用いて決定される。また、U(G__大腿部/C__大腿部)、U(G__下腿部/C__下腿部)、U(G__足平部/C__足平部)は、各剛体要素の要素座標系で表された該剛体要素の重心の位置ベクトルであり、前記した如くあらかじめ演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。

【0082】

上記式(5a)～(5c)により求められる位置ベクトルU(G__大腿部/LC)、U(G__下腿部/LC)、U(G__足平部/LC)のX座標成分及びZ座標成分の組が脚平面PL上での2次元的位置を表している。以上説明した演算処理が2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29の演算処理である。

【0083】

次に3次元関節・要素重心位置算出手段30の演算処理では、変換テンソル作成手段28で求めた変換テンソルと2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で求めた各脚体部S2の各関節要素および各剛体要素の重心の位置(脚座標系LCでの位置)とを用いて、剛体リンクモデルS1の各関節要素および各剛体要素の重心の身体座標系BCでの位置ベクトルが求められる。

【0084】

各関節要素の位置ベクトルの算出は次のように行われる。例えば左側脚体部S2の各関節要素J9、J11、J13の位置ベクトルの算出について説明する。まず、腰部要素S6の、両股関節J9、J9間の部分S6a長さをL6aとおくと、身体座標系BCにおける左側股関節J6の位置ベクトルU(J__左股/BC)は、次式(6a)により与えられる。

【0085】

$$U(J_左股/BC) = (0, L6a/2, 0)^T \dots (6a)$$

【0086】

さらに、身体座標系BCにおける左側膝関節J11、左側足首関節J13、左側MP関節J14aのそれぞれの位置ベクトルU(J__左膝/BC)、U(J__左足首/BC)、U(J__左MP/BC)は、変換テンソルR(LC→BC)と、左側脚体部S2に対応する脚座標系LC(左LC)での位置ベクトルU(J__左膝/LC)、U(J__左足首/LC)、U(J__左MP/LC)とを用いて次式(6b)～(6d)により順番に求められる。

【0087】

$$U(J_左膝/BC) = U(J_左股/BC) + R(LC \rightarrow BC) \times U(J_左膝/LC) \dots (6b)$$

$$U(J_左足首/BC) = U(J_左膝/BC) + R(LC \rightarrow BC) \times U(J_左足首/LC)$$

... (6 c)

$$U(J_左MP/BC) = U(J_左足首/BC) + R(LC \rightarrow BC) \times U(J_左MP/LC)$$

... (6 d)

【0088】

右側脚体部 S 2 の各関節要素の身体座標系 BC での位置ベクトルも上記と同様に求められる。

【0089】

さらに、上体部 S U の上体下部関節 J U 1 および上体上部関節 J U 2 の身体座標系 BC での位置ベクトル $U(JU1/BC)$, $U(JU2/BC)$ は、それぞれ次式 (7 a), (7 b) により順番に求められる。

【0090】

$$U(JU1/BC) = (0, 0, L6b)^T \quad \dots\dots (7 a)$$

$$U(JU2/BC) = U(JU1/BC) + R(C_腹部 \rightarrow BC) \cdot (0, 0, L7)^T \quad \dots\dots (7 b)$$

【0091】

なお、式 (7 a) の L 6 b は、腰部要素 S 6 の部分 S 6 b の長さ、式 (7 b) の L 7 は腹部要素 S 7 の長さであり、これらの長さは前述の通りあらかじめ演算処理装置 18 のメモリに記憶保持されている。

【0092】

また、各剛体要素の重心の、身体座標系 BC での位置ベクトルの算出は次のように行われる。すなわち、大腿部要素 S 10、下腿部要素 S 12、足平部要素 S 14 のそれぞれの重心の身体座標系 BC での位置ベクトル $U(G_大腿部/BC)$, $U(G_下腿部/BC)$, $U(G_足平部/BC)$ は、それぞれ前記式 (6 b) ~ (6 d) の右辺の $U(J_左膝/LC)$, $U(J_左足首/LC)$, $U(J_左MP/LC)$ を、それぞれ前記 2 次元脚姿勢・要素重心位置算出手段 29 で算出した大腿部要素 S 10、下腿部要素 S 12、足平部要素 S 14 の重心の位置ベクトル $U(G_大腿部/LC)$, $U(G_下腿部/LC)$, $U(G_足平部/LC)$ で置き換えた式を演算することで求められる。なお、G_大腿部, G_下腿部, G_足平部の身体座標系 BC での位置ベクトルの算出は、各脚体部 S 2 毎に各別に行われる。

【0093】

また、腰部要素 S 6 の重心 G 6 の位置ベクトル $U(G_腰部/BC)$ は、あらかじめ記憶保持された腰部座標系 C_腰部 (C 6) での重心 G_腰部の位置ベクトル $U(G_腰部/C_腰部)$ から、次式 (8) により求められる。

【0094】

$$U(G_腰部/BC) = R(C_腰部 \rightarrow BC) \times U(G_腰部/C_腰部) \quad \dots (8)$$

ここで、 $R(C_腰部 \rightarrow BC)$ は、腰部座標系 C_腰部から身体座標系 BC への変換テンソルである。本実施形態では、C_腰部は身体座標系 BC に等しいので、 $R(C_腰部 \rightarrow BC)$ は 3 次の単位行列で表される。従って、 $U(G_腰部/C_腰部)$ がそのまま $U(G_腰部/BC)$ として得られる。

【0095】

さらに、腹部要素 S 7、胸部要素 S 8 のそれぞれの重心 G 7, G 8 の身体座標系 BC での位置ベクトル $U(G_腹部/BC)$, $U(G_胸部/BC)$ は、変換テンソル作成手段 28 で求めた変換テンソル $R(C_腹部 \rightarrow BC)$, $R(C_胸部 \rightarrow BC)$ と、あらかじめ記憶保持された腹部座標系 C_腹部 (C 7) での腹部要素 S 7 の重心の位置ベクトル $U(G_腹部/C_腹部)$ 、及び胸部座標系 C_胸部 (C 8) での胸部要素 S 8 の重心の位置ベクトル $U(G_胸部/C_胸部)$ とを用いてそれぞれ次式 (9), (10) により求められる。

【0096】

$$U(G_腹部/BC) = U(JU1/BC) + R(C_腹部 \rightarrow BC) \cdot U(G_腹部/C_腹部) \quad \dots\dots (9)$$

$$U(G_胸部/BC) = U(JU2/BC) + R(C_胸部 \rightarrow BC) \cdot U(G_胸部/C_胸部) \quad \dots\dots (10)$$

【0097】

なお、U(JU1/BC)、U(JU2/BC)は、前記式(7a)、(7b)により求められたものである。

【0098】

以上説明した演算処理が3次元関節・要素重心位置算出手段30の演算処理である。なお、以上のように3次元関節・要素重心位置算出手段30で算出される各関節要素と各剛体要素の重心との位置ベクトルは、それぞれに対応する人間1の実際の部位の、身体座標系BCで見た位置ベクトルとしての意味を持つ。

【0099】

演算処理装置18は、上記した変換テンソル作成手段28、2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29、および3次元関節・要素重心位置算出手段30の演算処理と並行して、身体座標系加速度・角速度算出手段31および身体座標系傾斜角算出手段32の演算処理を実行する。

【0100】

身体座標系加速度・角速度算出手段31の演算処理では、加速度センサ16の検出出力から把握される3軸方向の加速度(並進加速度)とジャイロセンサ17の検出出力から把握される3軸回りの角速度とから次のように身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの身体座標系BCでの値(座標成分値)が求められる。まず、各センサ16、17がそれぞれ検出する加速度、角速度はそれらのセンサ16、17に対して固定された3軸の座標系(以下、センサ座標系SC又はC_センサという)であらわされるベクトル量であるので、それを身体座標系BCでの値に変換する。その変換は、腰部6に対する加速度センサ16およびジャイロセンサ(角速度センサ)17の相対的な取り付け位置関係(腰部座標系C6(=身体座標系BC)に対するセンサ座標系SCの相対的姿勢関係)に応じてあらかじめ設定された変換テンソルをセンサ座標系SCでそれぞれ検出された加速度ベクトル、角速度ベクトルに乗算することで行われる。すなわち、センサ座標系SCでの加速度ベクトルの検出値をACC(センサ/SC)、それを身体座標系BCに変換した加速度ベクトルをACC(センサ/BC)、センサ座標系SCでの角速度ベクトルの検出値を ω (センサ/SC)、それを身体座標系BCに変換した角速度ベクトルを ω (センサ/BC)とくと、加速度ベクトルACC(センサ/BC)、角速度ベクトル ω (センサ/BC)は、それぞれ次式(11)、(12)により求められる。ここで、ACC(センサ/BC)、 ω (センサ/BC)は、より詳しくは、それぞれ加速度センサ16、ジャイロセンサ17の箇所の加速度ベクトル、角速度ベクトルであり、その意味で、ACC、 ω の表記に「センサ」を付加している。なお、この例では加速度センサ16、ジャイロセンサ17の箇所はほぼ同一箇所とし、センサ座標系SCは両センサ16、17について同じ座標系としている。

【0101】

$$\text{ACC(センサ/BC)} = R(\text{SC} \rightarrow \text{BC}) \cdot \text{ACC(センサ/SC)} \quad \dots\dots (11)$$

$$\omega(\text{センサ/BC}) = R(\text{SC} \rightarrow \text{BC}) \cdot \omega(\text{センサ/SC}) \quad \dots\dots (12)$$

【0102】

ここで、変換テンソル $R(\text{SC} \rightarrow \text{BC})$ はセンサ座標系SCと身体座標系BCとの相対的な姿勢関係(詳しくは、センサ座標系SCの各軸の身体座標系BCの各軸に対する傾き角)から求められる。例えば、センサ座標系SCの3軸(XYZ軸)が図8に示す如く身体座標系BCのY軸(図8の紙面に垂直な軸)回りに角度 θ_y だけ傾いている場合には、変換テンソル $R(\text{SC} \rightarrow \text{BC})$ は前記式(2)の右辺と同じ形の行列で表される。この場合、加速度センサ16およびジャイロセンサ17は身体座標系BCを設けた腰部8に固定されているので、センサ座標系SCの各軸の身体座標系BCの各軸に対する傾き角は、加速度センサ16およびジャイロセンサ17の腰部8への取り付け時に実測されて判明しており、その傾き角を基にあらかじめ変換テンソル $R(\text{SC} \rightarrow \text{BC})$ が求められて、演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。補足すると、加速度センサ16やジャイロセンサ17を腰部6以外の部位(剛体リンクモデルS1のいずれかの剛体要素に対応する剛体相当部)に装着してもよい。この場合には、加速度ベクトルACC(センサ/BC)および角速度ベクトル ω (センサ/BC)は、センサ座標系SCでの検出値を加速度センサ16やジャイロセンサ17を装着

した剛体要素の要素座標系での値に変換した後、さらに変換テンソルによって身体座標系 BC での値に変換すればよい。この場合の変換テンソルは、加速度センサ 16 やジャイロセンサ 17 を装着した剛体要素と腰部要素 S 6 との間にある関節要素の変位量 (回転角) の検出値を基に決定される。

【0103】

身体座標系加速度・角速度算出手段 32 の演算処理では、上記の如く加速度ベクトル ACC(センサ/BC) および角速度ベクトル ω (センサ/BC) を求めた後、次式 (13) によって、身体座標系 BC の原点の加速度ベクトル ACC(BCO/BC) を求める。「BCO」は身体座標系 BC の原点を表す符号である。

【0104】

【数 3】

$$ACC(BCO/BC) = ACC(センサ/BC) + U(センサ/BC) \times \omega(センサ/BC)'$$

$$+ \begin{bmatrix} 0 & U(センサ/BC)_x & U(センサ/BC)_x \\ U(センサ/BC)_y & 0 & U(センサ/BC)_y \\ U(センサ/BC)_z & U(センサ/BC)_z & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \omega(センサ/BC)_x^2 \\ \omega(センサ/BC)_y^2 \\ \omega(センサ/BC)_z^2 \end{bmatrix} \dots\dots(13)$$

注) ACC(BCO/BC) は、センサが身体座標系 BC の原点に設置され、且つ、センサの軸の向きを身体座標系 BC と一致させた場合のセンサ出力値と等しくなるベクトルである。

【0105】

この式 (13) 中の、U(センサ/BC) は、身体座標系 BC での加速度センサ 16 およびジャイロセンサ 17 の位置ベクトルであり、U(センサ/BC) x、U(センサ/BC) y、U(センサ/BC) z はそれぞれ、前述した本明細書でのベクトルの座標成分値の表記手法の定義にしたがって、U(センサ/BC) の身体座標系 BC での各座標成分値である。U(センサ/BC) は、加速度センサ 16 およびジャイロセンサ 17 の腰部 8 への取り付け時に実測されて演算処理装置 18 のメモリに記憶保持されている。また、 $\omega(センサ/BC)_x$ 、 $\omega(センサ/BC)_y$ 、 $\omega(センサ/BC)_z$ はそれぞれ先に求めた角速度ベクトル $\omega(センサ/BC)$ の各座標成分値である。また、 $\omega(センサ/BC)'$ は、 $\omega(センサ/BC)$ の 1 階微分値を示しており、その値は、演算処理装置 18 の演算処理周期毎に前記式 (12) により求める $\omega(センサ/BC)$ の時系列データから算出される。

【0106】

また、腰部要素 S 6 内のどの部分でも角速度は同一であり、腰部要素 S 6 に固定されている身体座標系 BC の原点 BCO の角速度 $\omega(BCO/BC)$ は、 $\omega(センサ/BC)$ に等しい。従って、 $\omega(センサ/BC)$ がそのまま身体座標系 BC の原点 BCO の角速度 $\omega(BCO/BC)$ として得られる。すなわち、 $\omega(BCO/BC) = \omega(センサ/BC)$ である。

【0107】

なお、加速度センサ 16 は重力に伴う加速度も検出するので、上記のように求められた加速度ベクトル ACC(BCO/BC) には、重力による慣性加速度成分が含まれる。また、本実施形態では、腰部要素 S 6 の角速度を考慮して身体座標系 BC の原点 BCO の加速度ベクトル ACC(BCO/BC) を求めるようにしたが、腰部要素 S 6 の角速度やその変化率は比較的小さいので、前記式 (11) で求めた ACC(センサ/BC) をそのまま身体座標系 BC の原点 BCO の加速度ベクトル ACC(BCO/BC) としてもよい。

【0108】

また、前記身体座標系傾斜角算出手段 32 の演算処理では、加速度センサ 16 およびジ

ジャイロセンサ 17 の検出出力から所謂カルマンフィルタによって鉛直方向（重力方向）に対する腰部要素 S 6 の傾斜角（身体座標系 B C の Z 軸の傾斜角）が算出される。この算出手法は公知であるのでここでの説明は省略する。なお、ここで算出される傾斜角は、前後方向の水平軸と左右方向の水平軸との 2 軸回りの傾斜角である。

【0109】

次に、演算処理装置 18 は、全体重心位置算出手段 33 の演算処理を実行する。この全体重心位置算出手段 33 の演算処理では、前記 3 次元関節・要素重心位置算出手段 30 によって求められた各剛体要素の重心位置（身体座標系 B C での位置ベクトル）と、あらかじめ前述したように設定された各剛体要素の重量とから、次式（14）によって、剛体リンクモデル S 1 の全体重心（人間 1 の全体重心。以下、G_{全体}と表記することがある）の身体座標系 B C での位置ベクトル U（G_{全体}/BC）が求められる。

【0110】

$$\begin{aligned} U(G_{\text{全体}}/BC) = & \{ U(G_{\text{胸部}}/BC) \times m_{\text{胸部}} + U(G_{\text{腹部}}/BC) \times m_{\text{腹部}} \\ & + U(G_{\text{腰部}}/BC) \times m_{\text{腰部}} + U(G_{\text{右大腿部}}/BC) \times m_{\text{右大腿部}} \\ & + U(G_{\text{左大腿部}}/BC) \times m_{\text{左大腿部}} + U(G_{\text{右下腿部}}/BC) \times m_{\text{右下腿部}} \\ & + U(G_{\text{左下腿部}}/BC) \times m_{\text{左下腿部}} + U(G_{\text{右足平部}}/BC) \times m_{\text{右足平部}} \\ & + U(G_{\text{左足平部}}/BC) \times m_{\text{左足平部}} \} / \text{全体重量} \quad \dots\dots (14) \end{aligned}$$

【0111】

なお、m_{胸部}など、「m_{〇〇}」は〇〇の名称に対応する剛体要素の重量である。この式（14）の如く、全体重心の位置ベクトル U（G_{全体}/BC）は、剛体リンクモデル S 1 の各剛体要素の重心の身体座標系 B C での位置ベクトルとその剛体要素の重量との積の総和を、人間 1 の全体重量（＝全ての剛体要素の重量の総和）で除算することで求められる。

【0112】

次に、演算処理装置 18 は、前記床反力推定手段 34 および床反力作用点推定手段 35 の算出処理を実行する。床反力推定手段 34 の演算処理では、まず、接地センサ 24, 25 の検出出力に基づき、人間 1 の運動状態が両脚体 2, 2 が接地する両脚支持状態であるか、一方の脚体 2 のみが接地する単脚支持状態であるかが判断される。すなわち、一方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 のいずれかが接地有りを示す ON 信号を出力し、且つ、他方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 のいずれかが接地有りを示す ON 信号を出力している場合には両脚接地状態であると判断される。また、両脚体 2, 2 のうちの一方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 のいずれかが接地有りを示す ON 信号を出力しており、且つ、他方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 の両者が接地有りを示す ON 信号を出力していない場合には、単脚支持状態であると判断される。そして、床反力推定手段 34 の処理では、両脚支持状態であるか単脚支持状態であるかに応じて、各別の演算処理により各脚体 2 に作用する床反力ベクトルを推定する。

【0113】

この床反力ベクトルの推定処理の基本的な考え方は、本願出願人が先に提案した特開 2003-89083 号公報等のものと同じであるが、本実施形態では、主に、その推定処理に用いる座標系等が同公報等に記載した手法と相違している。以下に図 9 および図 10 (a), (b) を参照して説明する。図 9 は矢状面で見た人間 1 の単脚支持状態を例示しており、図 10 (a), (b) はそれぞれ矢状面、前額面で見た人間 1 の両脚支持状態を例示している。なお、これらの図 9 及び図 10 では人間 1 は剛体リンクモデル状に模式化して示している。図 9 に示すように、人間 1 の運動状態が単脚支持状態であるときには、接地している脚体 2（ここでは例えば右側脚体 2 であるとする）に作用する床反力ベクトル F_{r f}（右脚体/BC）、すなわち、接地している右側脚体 2 に作用する床反力ベクトルを身体座標系 B C の座標成分値で表したものが、全体重心 G_{全体}の、身体座標系 B C での並進運動に関する運動方程式を表す次式（16）により算出される。

【0114】

$$F_{r f}(\text{右脚体}/BC) = \text{全体重量} \times (ACC(BCO/BC) + U(G_{\text{全体}}/BC)') \quad \dots\dots (16)$$

【0115】

ここで、 $U(G_全体/BC)''$ は、全体重心 $G_全体$ の身体座標系 BC での位置ベクトルの2階微分値であり、演算処理装置18の演算処理周期毎に前記全体重心位置算出手段33で算出した全体重心 $G_全体$ の位置ベクトル $U(G_全体/BC)$ の時系列データから算出される。この $U(G_全体/BC)''$ は、身体座標系 BC の原点に対する全体重心 $G_全体$ の相対的加速度を意味する。そして、 $ACC(BCO/BC)$ は、前記身体座標系加速度・角速度算出手段31で算出した身体座標系 BC の原点 BCO の加速度ベクトルであり、この加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ に $U(G_全体/BC)''$ を加えたものが、全体重心 $G_全体$ の実際の加速度を意味している。従って、全体重心位置算出手段33で算出された $G_全体$ の位置ベクトルの時系列データと身体座標系加速度・角速度算出手段32で算出された身体座標系 BC の原点の加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ と人間1の全体重量（剛体リンクモデルS1の全体重量）とから式（16）により床反力ベクトル F_{rf} （右脚体/BC）が算出される。左側脚体2が接地している場合でも、単脚支持状態では同様に、式（16）の右辺の演算によって、床反力ベクトル F_{rf} （左脚体/BC）が算出される。この場合、前述したように $ACC(BCO/BC)$ には、重力による慣性加速度成分が含まれ、また、床反力ベクトル F_{rf} を身体座標系 BC で表すので、重力加速度やその方向を考慮する必要はない。なお、接地していない側の脚体2に作用する床反力ベクトル F_{rf} は0である。また、図9では、図示の便宜上、身体座標系 BC のZ軸を鉛直方向に記載しているが、式（16）は身体座標系 BC の傾きにはよらない。

【0116】

一方、図10（a），（b）に示すように、両脚支持状態であるときには、右側脚体2に作用する床反力ベクトル F_{rf} （右脚体/BC）と左側脚体2に作用する床反力ベクトル F_{rf} （左脚体/BC）とが次の5つの関係式（17）～（21）を基に算出される。

【0117】

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{右脚体/BC}) + F_{rf}(\text{左脚体/BC}) \\ = \text{全体重量} \times (ACC(BCO/BC) + U(G_全体/BC)') \end{aligned} \quad \dots\dots (17)$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{右脚体/BC})_x : F_{rf}(\text{右脚体/BC})_z \\ = U(G_全体/BC)_x - U(J_右足首/BC)_x \\ : U(G_全体/BC)_z - U(J_右足首/BC)_z \dots\dots (18) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{左脚体/BC})_x : F_{rf}(\text{左脚体/BC})_z \\ = U(G_全体/BC)_x - U(J_左足首/BC)_x \\ : U(G_全体/BC)_z - U(J_左足首/BC)_z \dots\dots (19) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{右脚体/BC})_y : F_{rf}(\text{右脚体/BC})_z \\ = U(G_全体/BC)_y - U(J_右足首/BC)_y \\ : U(G_全体/BC)_z - U(J_右足首/BC)_z \dots\dots (20) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{左脚体/BC})_y : F_{rf}(\text{左脚体/BC})_z \\ = ACC(G_全体/BC)_y - U(J_左足首/BC)_y \\ : U(G_全体/BC)_z - U(J_左足首/BC)_z \dots\dots (21) \end{aligned}$$

【0118】

ここで、これらの式（17）～（21）の意味を説明すると、式（17）は、全体重心 $G_全体$ の、身体座標系 BC での並進運動に関する運動方程式を表しており、その右辺は、前記式（16）の右辺と同じである。また、式（18）～（21）は、図10（a），（b）に示すように、床反力ベクトル F_{rf} （右脚体/BC）および床反力ベクトル F_{rf} （左脚体/BC）がそれぞれ右側脚体2の足首関節13、左側脚体2の足首関節13から全体重心 $G_全体$ に向かうベクトルであると仮定して、換言すれば、床反力ベクトル F_{rf} と、左側足首関節13から見た $G_全体$ の位置ベクトルとの向きが同じであると仮定して得られる幾何学的関係式である。この場合、式（18），（19）は矢状面（身体座標系 BC の XZ 平面）で見た関係式であり、式（20），（21）は前額面（身体座標系 BC の YZ 平面）で見た関係式である。なお、図10では、図示の便宜上、身体座標系 BC のZ軸を

鉛直方向に記載しているが、式(17)～(21)は身体座標系BCの傾きにはよらない。また、本実施形態では、各脚体2の足首関節13は、該脚体2の下端部近傍の特定部としての意味を持つ。

【0119】

両脚支持状態での床反力ベクトル F_{rf} (右脚体/BC), F_{rf} (左脚体/BC)を求める場合には、それらのベクトルの座標成分値を未知数として、前記式(17)～(21)により構成される連立方程式を解くことで、 F_{rf} (右脚体/BC), F_{rf} (左脚体/BC)が算出される。すなわち、 F_{rf} (右脚体/BC), F_{rf} (左脚体/BC)は、全体重心位置算出手段33で算出された $G_{全体}$ の位置ベクトルの時系列データと身体座標系加速度・角速度算出手段32で算出された身体座標系BCの原点の加速度ベクトル $ACC(BC0/BC)$ と人間1の全体重量(剛体リンクモデルS1の全体重量)と3次元関節・要素重心位置算出手段30で求めた $U(J_{右足首/BC})$ および $U(J_{左足首/BC})$ とから算出される。このように、本実施形態では、両脚支持状態での床反力ベクトル F_{rf} (右脚体/BC), F_{rf} (左脚体/BC)は、身体座標系BCで記述される前記関係式(17)～(21)に基づいて算出される。

【0120】

なお、 F_{rf} (右脚体/BC), F_{rf} (左脚体/BC)のZ軸成分は、矢状面に関する式(18), (19)、あるいは前額面に関する式(20), (21)のいずれを用いても求めることが可能である。

【0121】

床反力作用点推定手段35の演算処理では、まず、前記身体座標系傾斜角算出手段32で算出された腰部要素S6の鉛直方向に対する傾斜角を基に、身体座標系BCから絶対座標系ICへの変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ が作成される。ここで、絶対座標系ICは、鉛直方向をZ軸とする直交座標系で、前記基準姿勢状態において身体座標系BCと各座標軸の向きが同一となる座標系である。なお、絶対座標系ICから身体座標系BCへの変換テンソル $R(IC \rightarrow BC)$ は変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ の転置 $R(BC \rightarrow IC)^T$ である。

【0122】

次いで、上記変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ を用いて、前記全体重心位置算出手段33で先に求めた全体重心 $G_{全体}$ の位置ベクトル $U(G_{全体/BC})$ と、3次元関節・要素重心位置算出手段30で先に求めた各脚体部S2の足首関節J13およびMP関節J14aのそれぞれの位置ベクトル $U(J_{足首/BC})$, $U(J_{MP/BC})$ とにそれぞれ上記変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ を乗算することにより、全体重心 $G_{全体}$ 、各足首関節J13およびMP関節J14aの絶対座標系ICで見た位置ベクトル $U(G_{全体/IC})$, $U(J_{足首/IC})$, $U(J_{MP/IC})$ が算出される。なお、これらの位置ベクトル $U(G_{全体/IC})$, $U(J_{足首/IC})$, $U(J_{MP/IC})$ は、身体座標系BCと同じ原点を有する絶対座標系ICでの位置ベクトルである。また、このとき、接地センサ24, 25の検出出力により接地無しと判断される脚体2に関しては、位置ベクトル $U(J_{足首/IC})$, $U(J_{MP/IC})$ を算出する必要はない。

【0123】

次いで、接地センサ24, 25の検出出力により接地有りと判断される各脚体2毎に、位置ベクトル $U(G_{全体/IC})$, $U(J_{足首/IC})$, $U(J_{MP/IC})$ のX軸方向成分 $U(G_{全体/IC})_x$, $U(J_{足首/IC})_x$, $U(J_{MP/IC})_x$ の大小関係に応じて、換言すれば、全体重心 $G_{全体}$ 、足首関節13およびMP関節14aの前後方向での相対的な水平位置関係に応じて、床反力作用点の位置ベクトル(絶対座標系ICでの位置ベクトル) $U(COP/IC)$ のX軸成分およびY軸成分が決定される。この決定手法を図11(a)～(c)および図12を参照してさらに詳説する。なお、以下の説明では、左側脚体2が接地しているとする。図11(a)～(c)は矢状面で見た人間1の左脚体2が接地している状態(これらの図では単脚支持状態)を例示しており、図12は図11(b)の状態での接地側の足平部14を平面視で見た図を示している。なお、図11及び図12では人間1は剛体リンクモデル状に模式化して示している。

【0124】

図11(a)に示すように、全体重心G__全体が接地している左側脚体2のMP関節14aよりも前方に存在する場合、すなわち、 $U(G_全体/IC)_x > U(J_左MP/IC)_x$ である場合には、該左側脚体2の足平部14は、主にそのつま先側部分で踏ん張って接地している。この場合には、床反力作用点COPは、その足平部14のMP関節14aのほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(左COP/IC)$ のX、Y軸成分はそれぞれMP関節14aの位置ベクトル $U(J_左MP/IC)$ のX、Y軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(左COP/IC)_x = U(J_左MP/IC)_x$ 、 $U(左COP/IC)_y = U(J_左MP/IC)_y$ とする。

【0125】

また、図11(c)に示す如く、全体重心G__全体が接地している左側脚体2の足首関節13よりも後方に存在する場合、すなわち、 $U(G_全体/IC)_x < U(J_左足首/IC)_x$ である場合には、該左側脚体2の足平部14は、主にその踵側部分で踏ん張って接地している。この場合には、床反力作用点COPは、その左側脚体2の足首関節13のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(左COP/IC)$ のX、Y軸成分はそれぞれ足首関節13の位置ベクトル $U(J_右足首/IC)$ のX、Y軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(左COP/IC)_x = U(J_左足首/IC)_x$ 、 $U(左COP/IC)_y = U(J_左足首/IC)_y$ とする。

【0126】

また、図11(b)に示すように、全体重心G__全体が前後方向で左側脚体2の足首関節13とMP関節14aとの間に存在する場合、すなわち、 $U(J_左MP/IC)_x \leq U(G_全体/IC)_x \leq U(J_左足首/IC)_x$ である場合には、床反力作用点COPは、図示の矢状面上では、全体重心G__全体のほぼ真下に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(左COP/IC)$ のX軸成分は、全体重心G__全体のX軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(左COP/IC)_x = U(G_全体/IC)_x$ とする。そして、床反力作用点COPは、接地している左側脚体2の足平部14と床面との接触面（この場合、足平部14の底面のほぼ全面）に存在しており、その位置は、概ね、足首関節13の中心点とMP関節14aの中心点とを結ぶ線分を床面に投影した線分上に存在すると考えられる。そこで、床反力作用点COPの位置ベクトル $U(右COP/IC)$ のY軸成分は、図12に示す如く、左側脚体2に関する足平部要素S14の軸心上（足首関節13の中心点とMP関節14aの中心点とを結ぶ線分上）で、全体重心G__全体とX軸成分（絶対座標系ICでのX軸成分）の値が同じになるような点PのY軸成分と等しいとする。このような位置ベクトル $U(右COP/IC)$ のY軸成分の値は、次式(22)に比例関係式に基づいて求められる。

【0127】

$$\begin{aligned} U(左COP/IC)_x - U(J_左足首/IC)_x : U(J_左MP/IC)_x - U(J_左足首/IC)_x \\ = U(左COP/IC)_y - U(J_左足首/IC)_y \\ : U(J_左MP/IC)_y - U(J_左足首/IC)_y \quad \dots\dots (22) \end{aligned}$$

【0128】

また、床反力作用点の位置ベクトル $U(左COP/IC)$ のZ軸成分は、左側脚体2の足首関節13（足首要素J13）からあらかじめ定めた所定値 $H_0 (>0)$ だけ鉛直方向下方に離れた点のZ軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(右COP/IC)_z = U(J_左足首/IC)_z - H_0$ とする。ここで、所定値 H_0 は、前記基準姿勢状態（より正確には足平部14の底面のほぼ全体を水平な床面上に接触させた状態）における床面から足首関節13の中心までの鉛直方向距離であり、あらかじめ実測されて演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。所定値 H_0 は左右の各脚体2毎に各別に実測してもよいが、いずれかの一方の脚体2について実測した値を左右の両脚体2で共通に使用してもよい。

【0129】

本実施形態では、以上の如く、左側脚体2が接地している場合に該左側脚体に作用する床反力ベクトル F_{rf} の床反力作用点の位置ベクトル $U(左COP/IC)$ が求められる。右側脚体2が接地している場合についても同様である。この場合、両脚接地状態では、各脚体2のそれぞれについて上記の如く床反力作用点の位置ベクトルが求められる。

【0130】

なお、本実施形態では、床反力作用点の位置ベクトル $U(COP/IC)$ の Z 軸成分を求めるために用いる前記所定値 $H0$ を一定値としたが、接地センサ 24, 25 により、足平部 14 のつま先側のみが接地していること、すなわち、接地センサ 25 のみが接地有りを示す ON 信号を出力している場合には、上記所定値 $H0$ の代わりに、その接地している脚体 2 のついで、足首関節 13 および MP 関節 14a のそれぞれの位置ベクトル $U(J_足首/IC)$, $U(J_MP/IC)$ の Z 軸成分の差 ($U(J_足首/IC)_z - U(J_MP/IC)_z$)、すなわち、足首関節 13 と MP 関節 14a との鉛直方向距離を使用するようにしてもよい。このようにすると、 $U(COP/IC)$ の精度を高めることができる。

【0131】

床反力作用点推定手段 34 の演算処理では、最後に、上記の如く接地している各脚体 2 について求めた床反力作用点の位置ベクトル $U(COP/IC)$ に、先に求めた変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ の転置である逆変換テンソル $R(IC \rightarrow BC)$ を乗算することにより、床反力作用点の位置ベクトルの身体座標系 BC での値 $U(COP/BC)$ が求められる。

【0132】

次に、演算処理装置 18 は、前記脚平面投影手段 36 の演算処理を実行する。この処理では、身体座標系加速度・角速度算出手段 31 で算出された身体座標系 BC の原点 BCO の加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ および角速度ベクトル $\omega(BCO/BC)$ と、床反力推定手段 34 で算出された床反力ベクトル Frf (右脚体/BC), Frf (左脚体/BC) と、床反力作用点推定手段 35 で算出された床反力作用点 COP の位置ベクトル $U(COP/BC)$ とが変換テンソル作成手段 28 で作成された変換テンソル $R(LC \rightarrow BC)$ の転置である変換テンソル $R(BC \rightarrow LC)$ ($= R(LC \rightarrow BC)^T$) を用いて各脚体部 $S2$ 毎に、それに対応する脚平面 PL に投影される。

【0133】

具体的には、加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ および角速度ベクトル $\omega(BCO/BC)$ に次式 (23a)、(23b) の如く、それぞれ変換テンソル $R(BC \rightarrow LC)$ を乗算することにより、各脚座標系 LC から見た加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ および角速度ベクトル $\omega(BCO/LC)$ が求められる。

【0134】

$$ACC(BCO/LC) = R(BC \rightarrow LC) \times ACC(BCO/BC) \quad \dots\dots (23a)$$

$$\omega(BCO/LC) = R(BC \rightarrow LC) \times \omega(BCO/BC) \quad \dots\dots (23b)$$

【0135】

なお、加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ および角速度ベクトル $\omega(BCO/LC)$ は、それぞれ左脚体部 $S2$ に係わる脚座標系 LC に対応するものと、右脚体部 $S2$ に係わる脚座標系 LC に対応するものとが各別に求められる。

【0136】

同様に、床反力ベクトル Frf (右脚体/BC), Frf (左脚体/BC) に次式 (23c)、(23d) の如く、それぞれ変換テンソル $R(BC \rightarrow 右LC)$ 、 $R(BC \rightarrow 左LC)$ を乗算することにより、各脚座標系 LC から見た床反力ベクトル Frf (右脚体/右LC), Frf (左脚体/右LC) が求められる。

【0137】

$$Frf(右脚体/右LC) = R(BC \rightarrow 右LC) \times Frf(右脚体/BC) \quad \dots\dots (23c)$$

$$Frf(左脚体/左LC) = R(BC \rightarrow 左LC) \times Frf(左脚体/BC) \quad \dots\dots (23d)$$

【0138】

さらに、接地している各脚体 2 に係わる床反力作用点 COP の位置ベクトル $U(COP/BC)$ に次式 (23e) の如く、その接地している脚体 2 に対応する変換テンソル $R(BC \rightarrow LC)$ を乗算することにより、該脚体 2 に対応する脚座標系 LC から見た床反力作用点 COP の位置ベクトル $U(COP/LC)$ が求められる。

【0139】

$$U(COP/LC) = R(BC \rightarrow LC) \times U(COP/BC) \quad \dots\dots (23e)$$

【0140】

なお、位置ベクトル U (COP/LC) は、接地している脚体 2 が 1 つであれば、その脚体 2 に対応するもののみが求められ、両脚体 2 が接地しているときには、左右のそれぞれの脚体 2 毎に求められる。

【0141】

ここで、加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ 、床反力ベクトル F_{rf} (右脚体/右LC), F_{rf} (左脚体/左LC) および床反力作用点の位置ベクトル U (COP/LC) については、それぞれの X 座標成分および Z 座標成分の組が、それぞれに対応する身体座標系 BC でのベクトル (3 次元量) を各脚平面 PL (脚座標系 LC の XZ 平面) に投影してなる 2 次元量のベクトルとして得られる。例えば、図 13 を参照して、身体座標系 BC での右側脚体 2 に係わる床反力ベクトル F_{rf} (右脚体/LC) が図示の実線で示すようなベクトルであるとする、床反力ベクトル F_{rf} (右脚体/右LC) の X 座標成分および Z 座標成分の組は、同図に破線で示すような脚平面 PL (右) 上のベクトルとなる。

【0142】

なお、脚平面 PL 上での脚体 2 の回転運動は、脚平面 PL の法線方向 (脚座標系 LC の Y 軸方向) の軸回りの回転運動であるから、角速度ベクトル ω (BCO/BC) を脚平面 PL に投影したものは、前記式 (23b) により求められる脚座標系 LC での角速度ベクトル ω (BCO/LC) の Y 座標成分である。

【0143】

以下の説明では、加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ 、床反力ベクトル F_{rf} (右脚体/右LC), F_{rf} (左脚体/左LC) および床反力作用点の位置ベクトル U (COP/LC) は、その X 座標成分および Z 座標成分の組から成る 2 次元ベクトルを意味するものとする。例えば加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ は、 $(ACC(BCO/LC)_x, ACC(BCO/LC)_z)^T$ を意味する。なお、角速度 ω については、脚平面 PL 上での値は ω (BCO/LC)_y で表す。

【0144】

次に、演算処理装置 18 は、関節モーメント推定手段 35 による演算処理を実行する。この関節モーメント推定手段 35 の演算処理の概略を説明すると、各脚体部 S2 の足平部要素 S14、下腿部要素 S12、大腿部要素 S10 のそれぞれの並進運動および回転運動に関する運動方程式に基づく逆動力モデルの演算によって、足平部要素 S14、下腿部要素 S12、および大腿部要素 S10 のそれぞれの腰部要素 S6 側の端点の関節要素 J__足首、J__膝、J__股の関節モーメントが順番に算出される。この場合、逆動力モデルは、各脚体部 S2 毎に、それに対応する脚平面 PL (脚座標系 LC の XZ 平面) 上で取扱われる。なお、この算出処理の基本的な考え方は、逆動力モデルを取扱う平面及び座標系を除いて本願出願人が先に提案した特開 2003-89083 号公報等のものと同じである。

【0145】

以下、具体的に説明すると、各脚体部 S2 の足平部要素 S14、下腿部要素 S12、大腿部要素 S10 のそれぞれの脚平面 PL 上での並進運動の運動方程式は次の式 (24) ~ (26) により与えられる。なお、以下の説明において、一般的に、足平部要素 S14、下腿部要素 S12、および大腿部要素 S10 のそれぞれの剛体要素の両端のうち、腰部要素 S6 に近い側の一端部を「P__〇〇」、遠い側の他端部「D__〇〇」(〇〇は剛体要素を表す名称) というように表記することがある。例えば図 14 に示す如く、下腿部要素 S12 の膝関節 J__膝 (J11) 側の端部を「P__下腿部」、足首関節 J__足首 (J13) 側の端部を「D__下腿部」というように表記する。

【0146】

$$F(P_足平部/LC) = m_足平部 \times (ACC(BCO/LC) + U(G_足平部/LC)''') - F_{rf}(脚体/LC) \quad \dots\dots (24)$$

$$F(P_下腿部/LC) = m_下腿部 \times (ACC(BCO/LC) + U(G_下腿部/LC)''') - F(D_下腿部/LC) \quad \dots\dots (25)$$

$$F(P_大腿部/LC) = m_大腿部 \times (ACC(BCO/LC) + U(G_大腿部/LC)''')$$

- F(D__大腿部/LC)

..... (26)

【0147】

ここで、上記各式(24)～(26)中に現れる2つのF(P__〇〇/BC)、F(D__〇〇/BC)は、その〇〇で表される名称の剛体要素の端部が、それに接触する物体から受ける反力(脚平面PL上での2次元並進力ベクトル)を意味している。このため、作用・反作用の法則によって、 $F(D_下腿部/BC) = -F(P_足平部/BC)$ 、 $F(D_大腿部/BC) = -F(P_下腿部/BC)$ である。なお、足平部要素S14に係わる式(24)においては、該足平部要素S14の、腰部要素S6から遠い側の端部は、床反力作用点COPとみなされ、その端部(床反力作用点COP)に床から作用する反力として、前記脚平面投影手段36で求められた床反力ベクトル F_{rf} (脚体/LC)が用いられる。

【0148】

また、 $U(G_足平部/LC)''$ 、 $U(G_下腿部/LC)''$ 、 $U(G_大腿部/LC)''$ は、それぞれ、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で先に算出された脚座標系LCでの重心 $G_足平部$ 、 $G_下腿部$ 、 $G_大腿部$ の位置ベクトル(より正確には、該位置ベクトルのX座標成分及びZ座標成分の組)の2階微分値、すなわち、脚平面PL上で見た重心 $G_足平部$ 、 $G_下腿部$ 、 $G_大腿部$ の、脚座標系LCの原点に対する相対加速度(2次元ベクトル)を意味している。この場合、脚座標系LCの原点(股関節J9の中心)の脚平面PL上での加速度ベクトルは、身体座標系BCの原点の加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ とほぼ同一であるので、この加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ に、 $U(G_足平部/LC)''$ 、 $U(G_下腿部/LC)''$ 、 $U(G_大腿部/LC)''$ を加算したものが、脚平面PL上での重心 $G_足平部$ 、 $G_下腿部$ 、 $G_大腿部$ の実際の加速度ベクトルを示すものとなる。

【0149】

なお、図14には代表的に、下腿部要素S12に関する式(25)のパラメータの関係を例示している。

【0150】

従って、脚平面投影手段36で求めた床反力ベクトル F_{rf} (脚体/LC)および加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ と、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で求めた足平部要素S14の重心の位置ベクトル $U(G_足平部/LC)$ の時系列データから得られる相対加速度ベクトル $U(G_足平部/LC)''$ と、足平部要素S14の重量 $m_足平部$ とから式(24)の右辺の演算により、 $F(P_足平部/LC)$ 、すなわち、足首関節J__足首に作用する並進力(脚平面PL上での2次元ベクトル)が求められる。また、その求めた $F(P_足平部/LC)$ ($= -F(D_下腿部/LC)$)と、脚平面投影手段36で求めた加速度ベクトル $ACC(BCO/LC)$ と、2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で求めた下腿部要素S12の重心の位置ベクトル $U(G_下腿部/LC)$ の時系列データから得られる相対加速度ベクトル $U(G_下腿部/LC)''$ と、下腿部要素S12の重量 $m_下腿部$ とから式(25)の右辺の演算により $F(P_下腿部/LC)$ 、すなわち、膝関節J__膝に作用する並進力(脚平面PL上での2次元ベクトル)が求められる。同様に、その求めた $F(P_下腿部/LC)$ ($= -F(D_大腿部/LC)$)等を用いて、式(26)の右辺の演算により $F(P_大腿部/LC)$ 、すなわち、股関節J__股に作用する並進力(脚平面PL上での2次元ベクトル)が求められる。このように、関節要素J__足首、J__膝、J__股に作用する反力ベクトル(並進力ベクトル)が上記(24)～(26)の運動方程式に基づいて順番に算出される。

【0151】

次に、足平部要素S14、下腿部要素S12、大腿部要素S10のそれぞれの回転運動(それぞれの重心を通して脚平面PLに垂直な軸回りの回転運動)の運動方程式は次の式(27)～(29)により与えられる。

【0152】

$$\begin{aligned}
 M(P_足平部) = & I_足平部 \times (\omega(足平部)' + \omega(BCO/LC)y') \\
 & - (U(COP/LC) - U(G_足平部/LC)) \times F_{rf}(脚体/LC) \\
 & - (U(P_足平部/LC) - U(G_足平部/LC)) \\
 & \quad \times F(P_足平部/LC) \quad \dots\dots (27)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 M(P_下腿部) = & I_下腿部 \times (\omega(下腿部)' + \omega(BCO/LC)y') \\
 & - (U(D_下腿部/LC) - U(G_下腿部/LC)) \times F(D_下腿部/LC) \\
 & - (U(P_下腿部/LC) - U(G_下腿部/LC)) \\
 & \quad \times F(P_下腿部/LC) \\
 & - M(D_下腿部) \quad \dots\dots (28)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 M(P_大腿部) = & I_大腿部 \times (\omega(大腿部)' + \omega(BCO/LC)y') \\
 & - (U(D_大腿部/LC) - U(G_大腿部/LC)) \times F(D_大腿部/LC) \\
 & - (U(P_大腿部/LC) - U(G_大腿部/LC)) \\
 & \quad \times F(P_大腿部/LC) \\
 & - M(D_大腿部) \quad \dots\dots (29)
 \end{aligned}$$

【0153】

ここで、上記各式(26)～(28)中に現れる $M(P_〇〇)$ 、 $M(D_〇〇)$ は、その〇〇で表される名称の剛体要素の端部が、それぞれに接触する物体から受ける反力モーメント(脚平面PLに垂直な軸回り(脚座標系LCのY軸に平行な軸回り)のモーメント)を意味している(図14参照)。このため、作用・反作用の法則によって、 $M(D_下腿部) = -M(P_足平部)$ 、 $M(D_大腿部) = -M(P_下腿部)$ である。また、 $I_足平部$ 、 $I_下腿部$ 、 $I_大腿部$ は、それぞれ足平部要素S14、下腿部要素S12、大腿部要素S10のそれぞれの重心回りの慣性モーメントであり、これは、各剛体要素の重量などと同様、あらかじめ実測データ等に基づいて決定されて演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。また、 $\omega(足平部)'$ 、 $\omega(下腿部)'$ 、 $\omega(大腿部)'$ はそれぞれ、足平部要素S14、下腿部要素S12、大腿部要素S16の、脚座標系LCから見た相対角速度 $\omega(足平部)$ 、 $\omega(下腿部)$ 、 $\omega(大腿部)$ (脚平面PLに垂直な軸回りの相対角速度)の1階微分値、すなわち、相対角加速度を意味し、これらはそれぞれ、次式(29a)～(29c)の如く、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で求めた足平部要素S14、下腿部要素S12、大腿部要素S10の傾斜角 $\theta_足平部$ 、 $\theta_下腿部$ 、 $\theta_大腿部$ の2階微分値として与えられる。

【0154】

$$\omega(足平部)' = \theta_足平部'' \quad \dots\dots (29a)$$

$$\omega(下腿部)' = \theta_下腿部'' \quad \dots\dots (29b)$$

$$\omega(大腿部)' = \theta_大腿部'' \quad \dots\dots (29c)$$

【0155】

そして、 $\omega(BCO/LC)y'$ は、前記脚平面投影手段36で求めた身体座標系BCの原点BCOの実際の角速度 $\omega(BCO/LC)y'$ の1階微分値であり、この1階微分値 $\omega(BCO/LC)y'$ に $\omega(足平部)'$ 、 $\omega(下腿部)'$ 、 $\omega(大腿部)'$ をそれぞれ加算したものが、それぞれ足平部要素S14、下腿部要素S12、大腿部要素S14の実際の角加速度(脚平面PLに垂直な軸回りの角加速度)を表すものとなる。

【0156】

なお、図14には代表的に、下腿部要素S12に関する式(28)のパラメータの関係を例示している。

【0157】

関節モーメント推定手段37では、最終的に上記式(27)～(29)により、関節モーメント $M(P_足平部)$ 、 $M(P_下腿部)$ 、 $M(P_大腿部)$ が順次求められる。すなわち、前記脚平面投影手段36で求めた床反力ベクトル F_{rf} (脚体/LC)および $U(COP/LC)$ と、該脚平面投影手段36で求めた角速度 $\omega(BCO/LC)y'$ の時系列データから把握される角加速度 $\omega(BCO/LC)y'$ と、前記2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で求めた傾斜角 $\theta_足平部$ の時系列データから把握される相対角加速度 $\omega(足平部)'$ ($=\theta_足平部''$)と、該2次元脚姿勢・要素重心位置算出手段29で求めた位置ベクトル $U(G_足平部/LC)$ および $U(P_足平部/LC)$ ($=U(J_足首/LC)$ (より正確には、これらの位置ベクトルのX座標成分及びZ座標成分の組)と、前記式(24)により先に求めた反力 $F(P_足平部/LC)$ と、あらかじめ設定された慣性モーメント $I_足平部$ とから、前記式(27)の右

辺の演算により、関節モーメント $M(P_足平部)$ 、すなわち、足首関節 13 に作用する、脚平面 PL に垂直な軸回りのモーメントが求められる。

【0158】

また、この求めた関節モーメント $M(P_足平部)$ ($= -M(D_下腿部)$) と、前記式 (24)、(25) により先に求めた反力 $F(P_足平部/LC)$ ($= -F(D_下腿部/LC)$) および $F(P_下腿部/LC)$ と、脚平面投影手段 36 で求めた角速度 $\omega(BC0/LC)y$ の時系列データから把握される角加速度 $\omega(BC0/LC)y'$ と、前記 2 次元脚姿勢・要素重心位置算出手段 29 で求めた傾斜角 $\theta_下腿部$ の時系列データから把握される相対角加速度 $\omega(下腿部)'$ ($= \theta_下腿部''$) と、該 2 次元脚姿勢・要素重心位置算出手段 29 で求めた位置ベクトル $U(G_下腿部/LC)$ 、 $U(P_下腿部/LC)$ ($= U(J_膝/LC)$)、および $U(D_下腿部/LC)$ ($= U(J_足首/LC)$) (より正確には、これらの位置ベクトルの X 座標成分及び Z 座標成分の組) と、あらかじめ設定された慣性モーメント $I_下腿部$ とから、前記式 (28) の右辺の演算により、関節モーメント $M(P_下腿部)$ 、すなわち、膝関節 11 に作用する、脚平面 PL に垂直な軸回りのモーメントが求められる。同様に、その求めた $M(P_下腿部)$ ($= -M(D_大腿部)$) 等を用いて、式 (28) の右辺の演算により $M(P_大腿部)$ 、すなわち、股関節 9 に作用する、脚平面 PL に垂直な軸回りのモーメントが求められる。

【0159】

なお、本実施形態では、各脚体部 S2 の各剛体要素の慣性モーメント $I_足平部$ 、 $I_下腿部$ 、 $I_大腿部$ を考慮したが、これらは一般的には、十分に 0 に近い値である。このため、式 (26) ~ (28) の演算では、慣性モーメント $I_足平部$ 、 $I_下腿部$ 、 $I_大腿部$ を含む項を省略してもよい。この場合には、足平部要素 S14、下腿部要素 S12 および大腿部要素 S10 の角速度や角加速度を把握する必要はない。

【0160】

以上のように、関節モーメント推定手段 37 の演算処理では、各脚体 2 の足首関節 13、膝関節 11、および股関節 9 の、脚平面 PL に垂直な軸回りの関節モーメント $M(P_足平部)$ 、 $M(P_下腿部)$ 、 $M(P_大腿部)$ が足首関節 13 側から順番に算出される。なお、このように求められた関節モーメントは、例えば人間 1 の歩行を補助する装置 (足首関節 13 や、膝関節 11、股関節 9 に補助トルクを付与可能な電動モータを含む装置) の制御に用いられる。この場合、関節モーメント $M(P_足平部)$ 、 $M(P_下腿部)$ 、 $M(P_大腿部)$ は、脚平面 PL に垂直な軸回りのモーメント、すなわち、脚体 2 の屈伸方向でのモーメントであるため、特に各脚体 2 の屈伸運動を補助するトルクを脚体 2 に適切に付与することが可能となる。

【0161】

ここで、本実施形態の効果の検証結果について、図 15 ~ 図 20 を参照して説明する。まず、図 15 および図 16 は、それぞれ例えば人間 1 が 4.5 km/h の移動速度で平地の直進歩行を行ったときの股関節モーメントと膝関節モーメントの時間的推移を示すグラフである。これらの図中の実線で示すグラフが本実施形態で推定した関節モーメントである。関節モーメントは脚体 2 の伸展方向のモーメントを正としている。また、本実施形態と比較するための 2 つの比較例のグラフを図 15 および図 16 に破線および二点鎖線で併記している。破線のグラフは、前記実施形態で用いた脚平面 PL を使用することなく、床反力ベクトル、加速度ベクトル、床反力作用点、各剛体要素の位置・姿勢を常に 3 次元量として取扱って関節モーメントを求めた場合 (以下、純 3 次元形態という) のグラフである。また、二点鎖線のグラフは、先に本願出願人が提案した特開 2003-89083 号公報のものの実施形態の如く、床反力ベクトル、加速度ベクトル、床反力作用点、各剛体要素の位置・姿勢を常に矢状面 (側面から見た鉛直姿勢の平面) での 2 次元量として取扱って関節モーメントを求めた場合 (以下、純 2 次元形態という) のグラフである。なお、図 15 および図 16 の例は、いずれも、各脚体 2 の股関節 9 での外転、内転、あるいは捻りがほとんどない状態で、脚体 2 の屈伸運動を主体として人間 1 が直進歩行をしている場合の例である。従って、股関節 9 の関節変位センサ 11 で検出される回転角は、主に、各

脚体2の脚平面PLにはほぼ垂直な軸回りの回転角であり、その検出精度は定常的に比較的良好的なものとなっている。

【0162】

これらの図15および図16に見られるように、本実施形態と純3次元形態とでは、ほぼ同じ関節モーメントが得られている。このことから、本実施形態によれば、逆同力学モデルの演算処理を2次元的に行っているにもかかわらず、原理的に高精度の関節モーメントが得られると考えられる純3次元形態と同等の精度で関節モーメントを推定できることが判る。また、純2次元形態の例で得られる関節モーメントは、純3次元形態および本実施形態で得られる関節モーメントとの差が比較的大きなものとなる部分がある。このことから、本実施形態によれば、従来の純2次元形態よりも関節モーメントを精度よく推定することができることが判る。

【0163】

次に、図17～図20について説明すると、図17および図18は、各脚体2をその股関節9で外転方向（脚体2を人間1の側方に動かす方向）および外旋方向（脚体2の足平部14の先端が外側を向くように脚体2を大腿部10の軸心回りに動かす方向）に複数種の角度（この例では、1 deg, 2 deg, 3 deg, 4 deg, 5 deg）だけ前記基準姿勢状態から回転させると共に、さらに膝関節11で外旋方向（脚体2の足平部14の先端が外側を向くように脚体2を下腿部10の軸心回りに動かす方向）に複数種の角度（この例では、股関節9の外転、外旋角度と同じ）だけ前記基準姿勢状態から回転させた状態で人間1の直進歩行（4.5 km/h）を行ったときの股関節9および膝関節11の関節モーメントの平均誤差を示すグラフである。ここで、図17は股関節9の関節モーメント、図18は膝関節11の関節モーメントに関するグラフであり、本実施形態の手法で求めた関節モーメントとトルクメータ等を用いた実測値との差分の平均値（平均誤差）を実線で示している。この場合、図17及び図18では、横軸の各角度だけ、各脚体2をその股関節9で外転方向および外旋方向の両方向に回転させると同時に、膝関節11でその角度だけ脚体2を外旋方向に回転させている。なお、股関節9および膝関節11の関節モーメントを算出する際には、便宜上、図15及び図16に対応して求めた床反力の値を代用している。また、実施形態と比較するために、前記純3次元形態の手法で求めた関節モーメントの平均誤差を破線で示している。

【0164】

また、図19は、図17および図18に関して上記の如く求めた関節モーメントの誤差の標準偏差（平均値を中心とするばらつき度合い）を示すグラフであり、図20は、図17および図18に関して上記の如く求めた関節モーメントの誤差の最大値を示すグラフである。この場合、これらの図19および図20では、本実施形態の手法によるものを実線で示し、純3次元形態の手法によるものを破線で示している。

【0165】

図17、図18および図20に示す如く、脚体2の外転や外旋を行った状態で歩行を行ったとき、本実施形態の手法では、膝関節11および股関節9の関節モーメントの誤差（平均誤差および最大誤差）は、脚体2の外転角度、外旋角度によらずに比較的小さい値に抑えられる。また、図19に示す如く、本実施形態の手法では、膝関節11および股関節9の関節モーメントの誤差の標準偏差、すなわちばらつき度合いも、脚体2の外転角度、外旋角度によらずに比較的小さい値に抑えられる。つまり、安定した精度で関節モーメントを推定できることが判る。これに対して、純3次元手法によるときは、脚体2の外転角度、外旋角度が2 deg以下であるときは、膝関節11および股関節9の関節モーメントの平均誤差および最大誤差は、本実施形態のものよりも小さいかもしくはほぼ同等である。しかし、脚体2の外転角度、外旋角度が3 deg以上になると、膝関節11および股関節9の関節モーメントの平均誤差および最大誤差が本実施形態のものよりも大きくなる傾向があり、特に、股関節9の関節モーメントの最大誤差は、かなり大きなものとなる。さらに、純3次元手法によるときは、脚体2の外転角度、外旋角度が3 deg以上になると、膝関節11および股関節9の関節モーメントの誤差の標準偏差（ばらつき度合い）も本実

施形態に比して格段に大きくなる傾向がある。これは、脚体 2 の外転角度、外旋角度が比較的大きいときには、脚平面 P L と垂直な方向の軸以外の軸回りの股関節 9 の回転角の検出誤差が大きくなり、このとき、純 3 次元手法によるときには、最終的な逆動力学演算の処理においてその検出誤差が大きく影響するためであると考えられる。本実施形態では、最終的な逆動力学演算の処理（関節モーメント推定手段 37 の処理）は、脚平面 P L と垂直な方向の軸以外の軸回りの股関節 9 の回転角を使用することなく、関節モーメントを求めるので、脚平面 P L と垂直な方向の軸以外の軸回りの股関節 9 の回転角の検出誤差の影響を受け難く、その結果、関節モーメントの推定値の誤差の変動が生じにくいと考えられる。

【0166】

また、前記実施形態では、3次元量としての床反力ベクトルや加速度ベクトルの算出処理では、身体座標系 B C を基本的座標系として用いて演算処理が実行される。そして、身体座標系 B C あるいは腰部 6 の鉛直方向に対する傾斜角を考慮して演算処理を行うのは、床反力作用点推定手段 32 の演算処理だけである。このため、鉛直方向に対する腰部 6 等の傾斜角を使用する演算処理を従来に比して大幅に少なくすることができる。その結果、傾斜角を高い精度で把握することが困難な場合であっても、誤差の蓄積を最小限に留め、関節モーメントの推定精度を高めることができる。さらに、傾斜角を用いない床反力作用点推定手段を用いれば、関節モーメント推定システムに 3 次元姿勢センサなどが不要となり、システムの小型化、簡略化が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0167】

【図 1】本発明を 2 足歩行移動体としての人間に適用した実施形態での全体的装置構成を模式的に示す図。

【図 2】図 1 の装置に備えたセンサボックスの構成を示すブロック図。

【図 3】図 1 の装置に備えた関節変位センサにより検出する関節の回転角と脚平面との関係を示す図（人間の下半身の正面図）。

【図 4】図 1 の装置における股関節の関節変位センサによる股関節の回転角の検出に関して説明するための図（人間の腰部近辺の側面図）。

【図 5】実施形態で用いる剛体リンクモデルと脚平面とを示す斜視図。

【図 6】図 2 の演算処理装置の機能的手段を示すブロック図。

【図 7】図 6 の 2 次元脚姿勢・要素重心位置算出手段により脚体の姿勢を求める処理を説明するための図。

【図 8】実施形態におけるセンサ座標系と身体座標系との間の座標変換の例を説明するための図。

【図 9】2 足歩行移動体の単脚支持状態での床反力ベクトルの推定手法を説明するための図。

【図 10】(a), (b) は 2 足歩行移動体の両脚支持状態での床反力ベクトルの推定手法を説明するための図。

【図 11】(a) ~ (c) は床反力ベクトルの作用点の推定手法を説明するための図。

【図 12】図 11 (b) の状態での床反力ベクトルの作用点の Y 軸方向成分の推定手法を説明するための図。

【図 13】図 6 の脚平面投影手段の処理を説明するための図。

【図 14】関節モーメントを求めるための逆動力学モデルによる演算処理を説明するための図。

【図 15】人間の歩行時の股関節の関節モーメントの推定値の推移を示すグラフ。

【図 16】人間の歩行時の膝関節の関節モーメントの推定値の推移を示すグラフ。

【図 17】人間の歩行時における脚体の外転・外旋角度と股関節の関節モーメントの推定値の誤差との関係を示すグラフ。

【図 18】人間の歩行時における脚体の外転・外旋角度と膝関節の関節モーメントの

推定値の誤差との関係を示すグラフ。

【図 19】人間の歩行時における脚体の外転・外旋角度と膝関節および股関節の関節モーメントの推定値の誤差の標準偏差との関係を示すグラフ。

【図 20】人間の歩行時における脚体の外転・外旋角度と膝関節および股関節の関節モーメントの推定値の最大誤差との関係を示すグラフ。

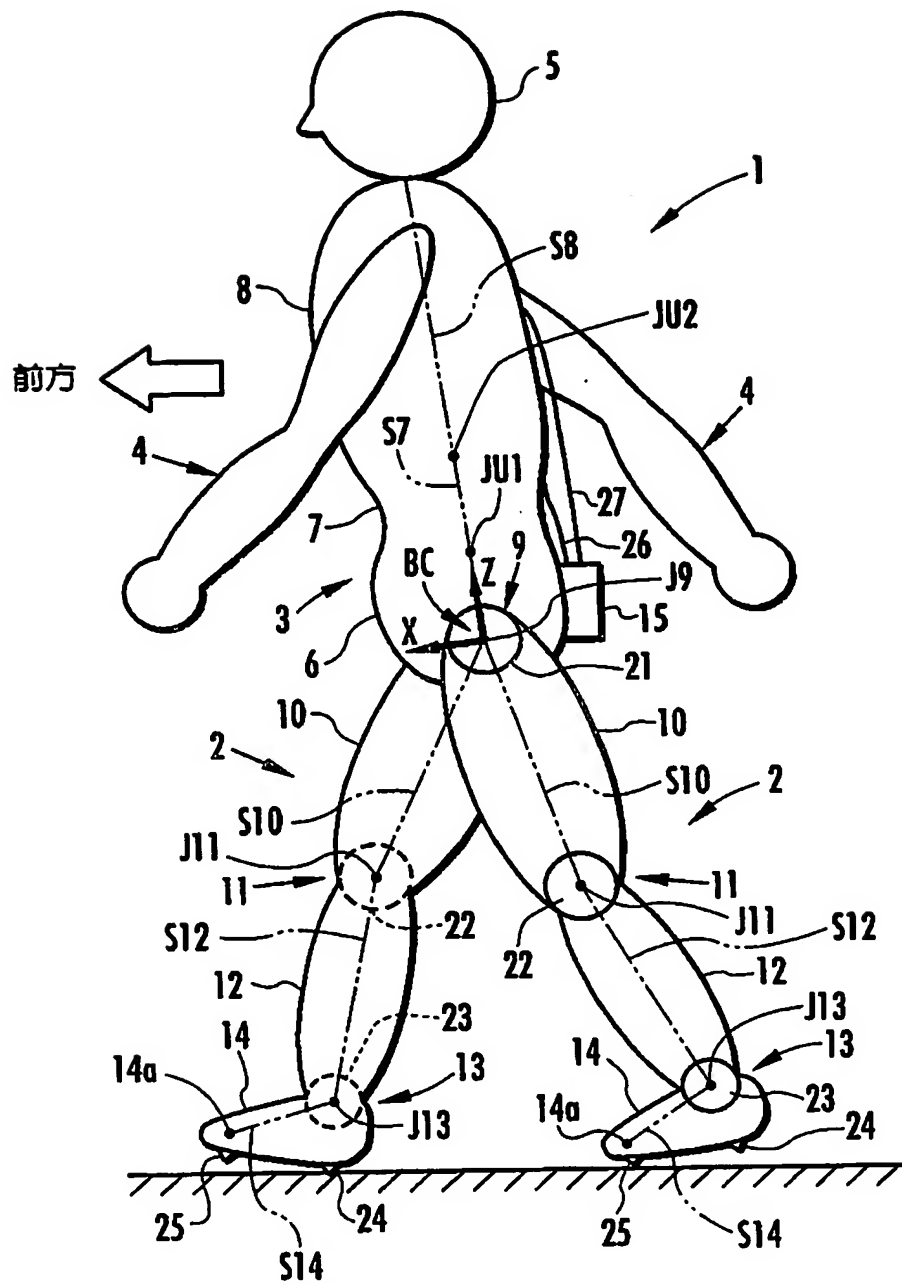
【符号の説明】

【0168】

1…人間（2足歩行移動体）、2…脚体、6…腰部、9…股関節、10…大腿部、11…膝関節、12…下腿部、13…足首関節、14a…中足趾節関節、21～23…関節変位センサ、16…加速度センサ、S1…剛体リンクモデル、JU1, JU2, J9, J11, J13…擬似関節、S8, S7, S6, S10, S12, S14…剛体要素、BC…身体座標系、G8, G7, G6, G10, G12, G14…剛体要素の重心、G_{全体}…全体重心、F_{r f}…床反力ベクトル、COP…床反力作用点（床反力ベクトルの作用点）、PL…脚平面。

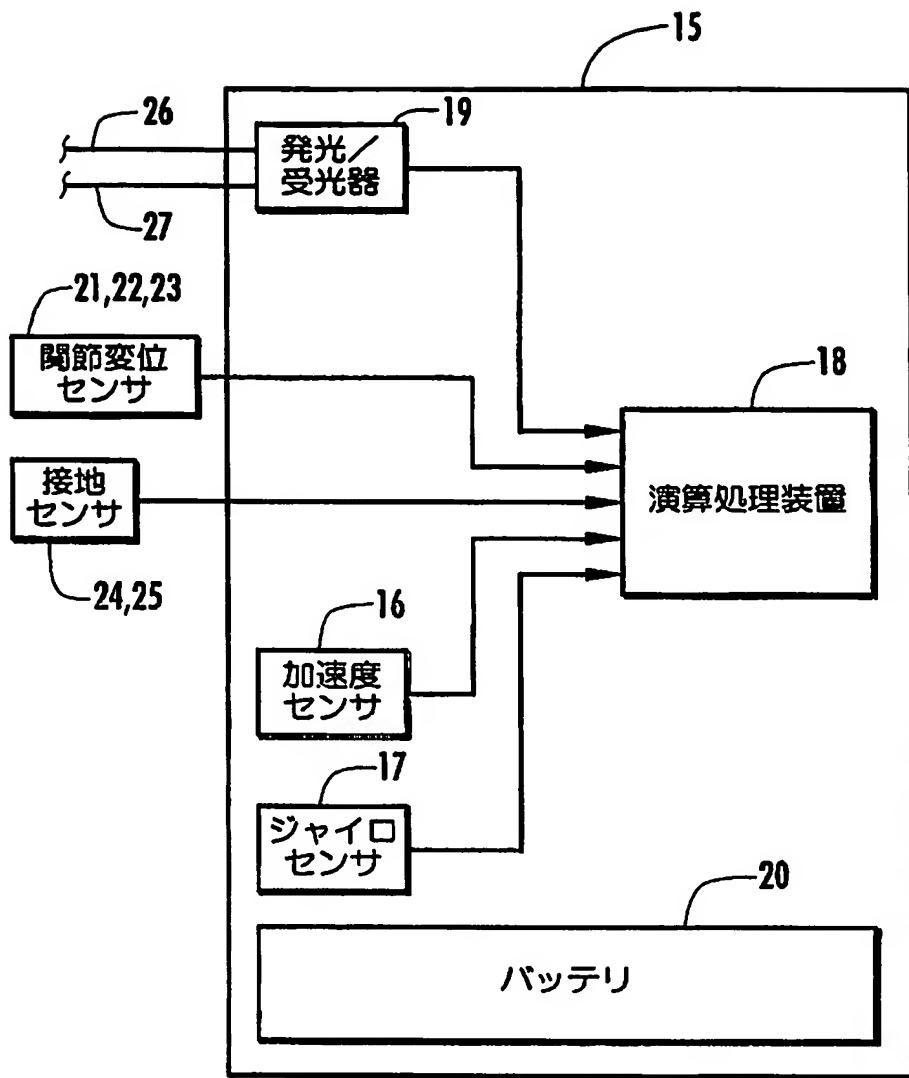
【書類名】 図面
【図1】

FIG.1



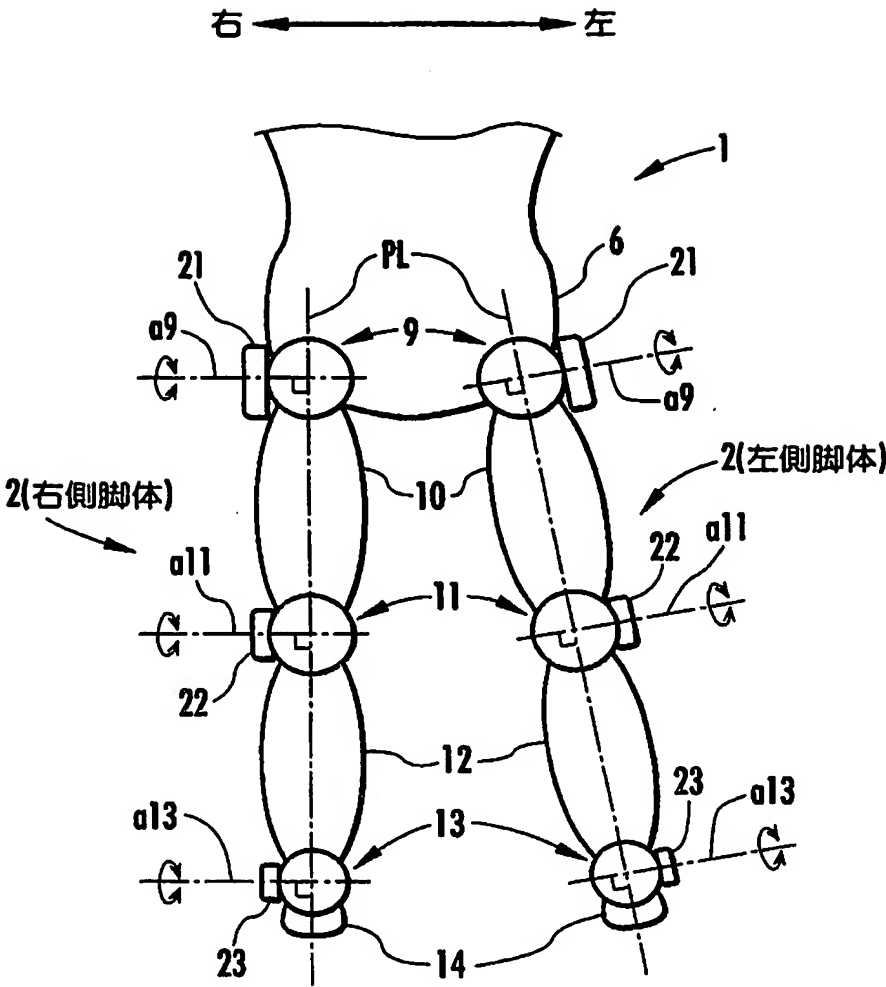
【図 2】

FIG.2



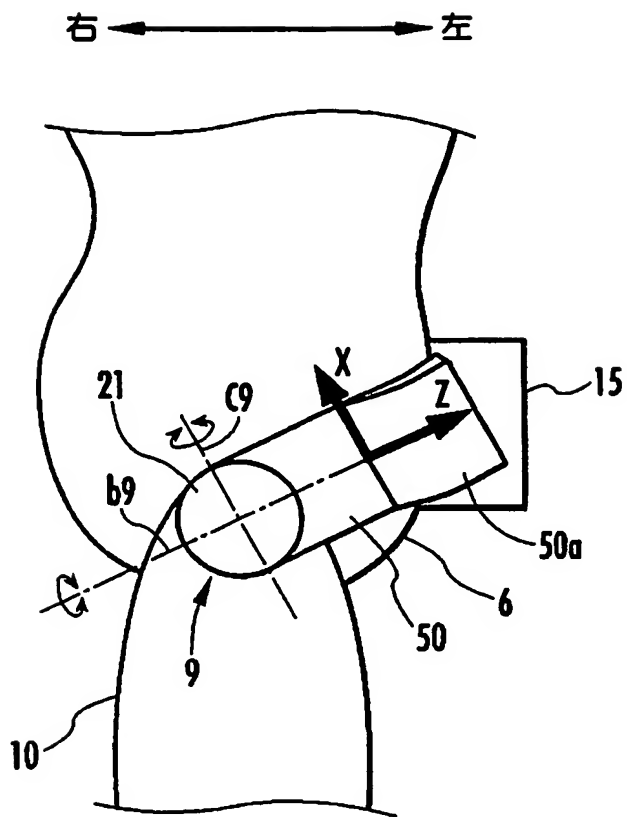
【図 3】

FIG.3



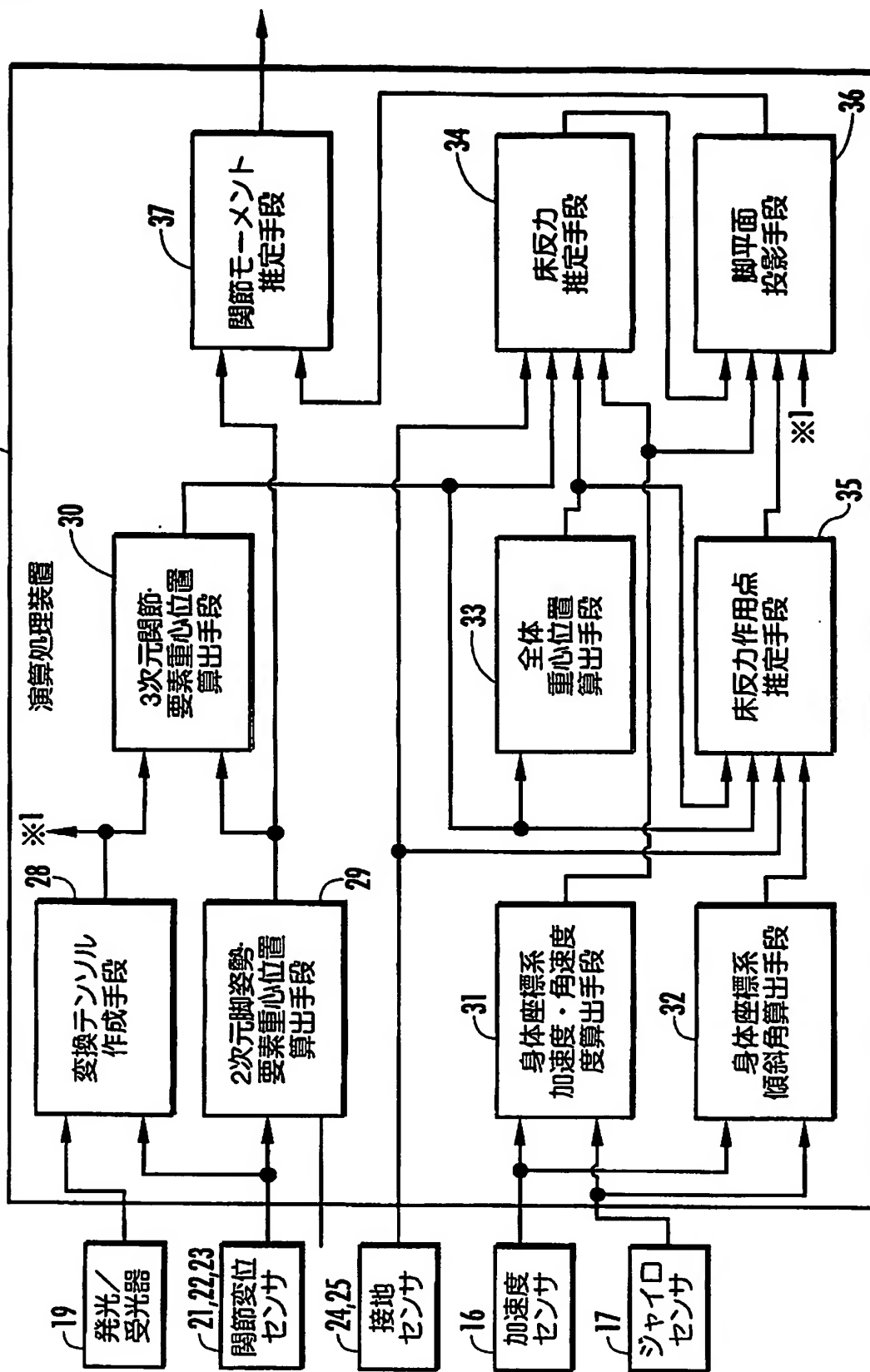
【图 4】

FIG.4



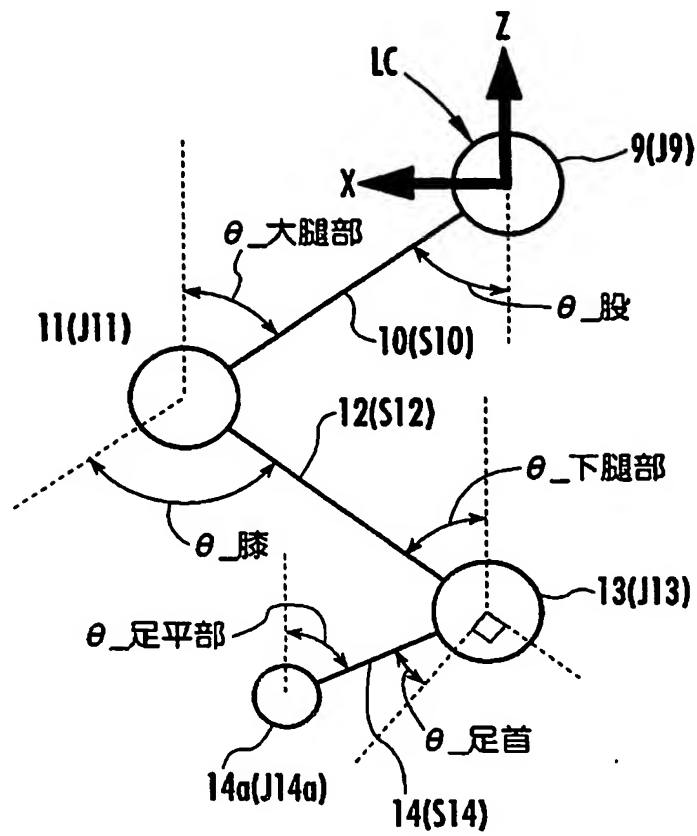
【図6】

FIG.6



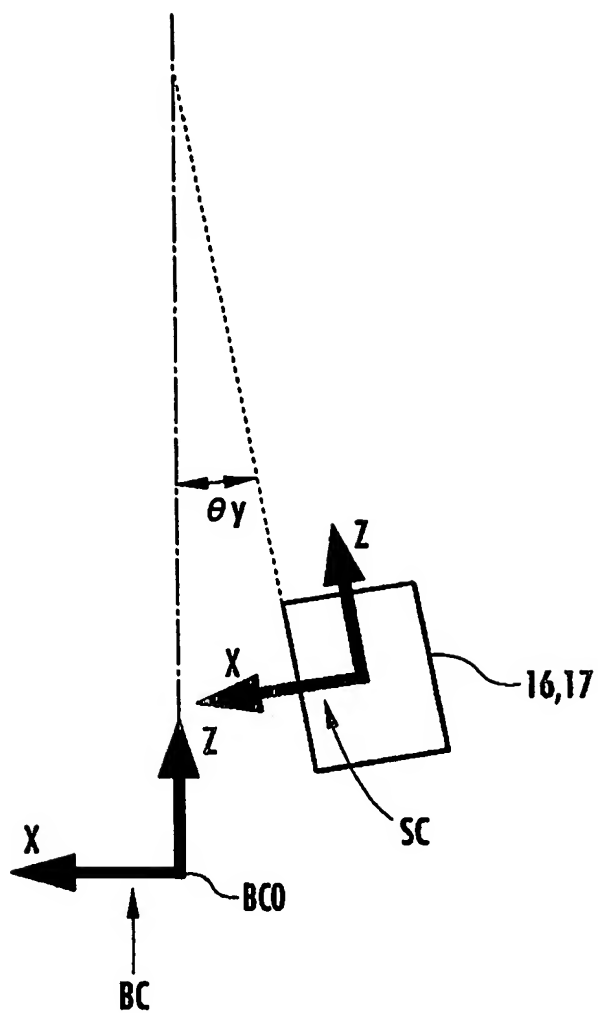
【図 7】

FIG.7

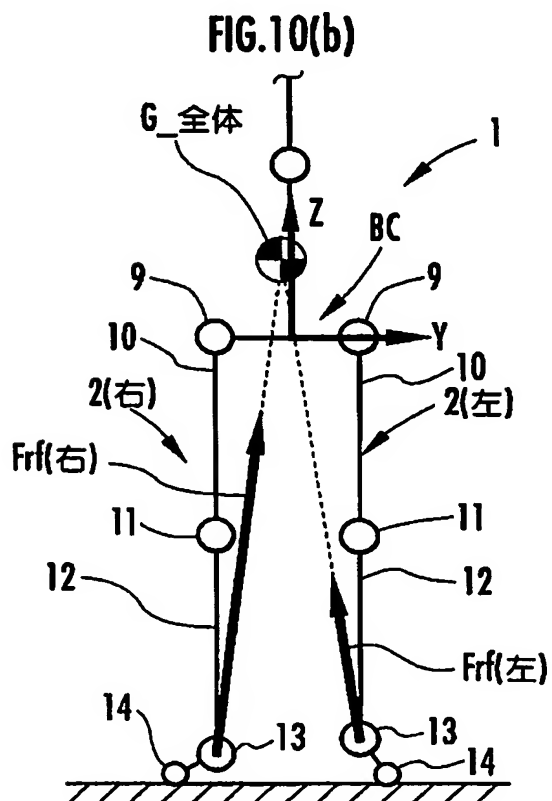
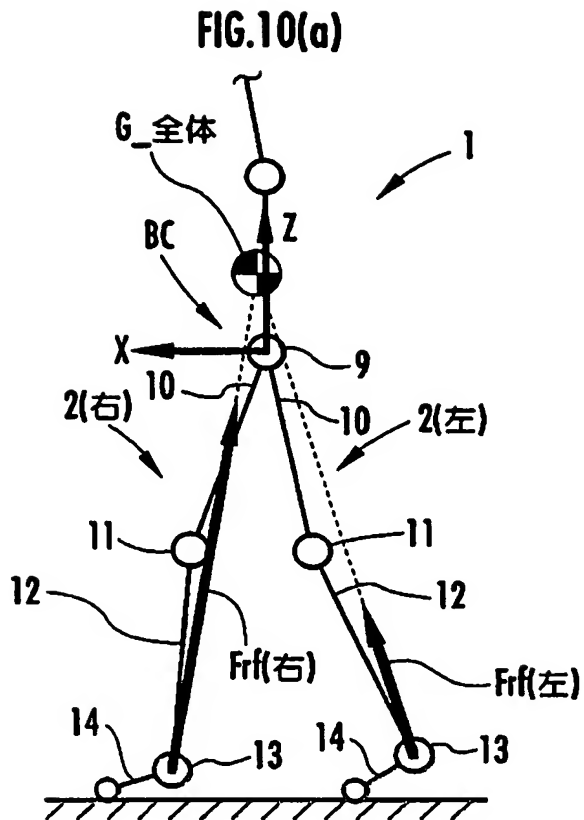


【図 8】

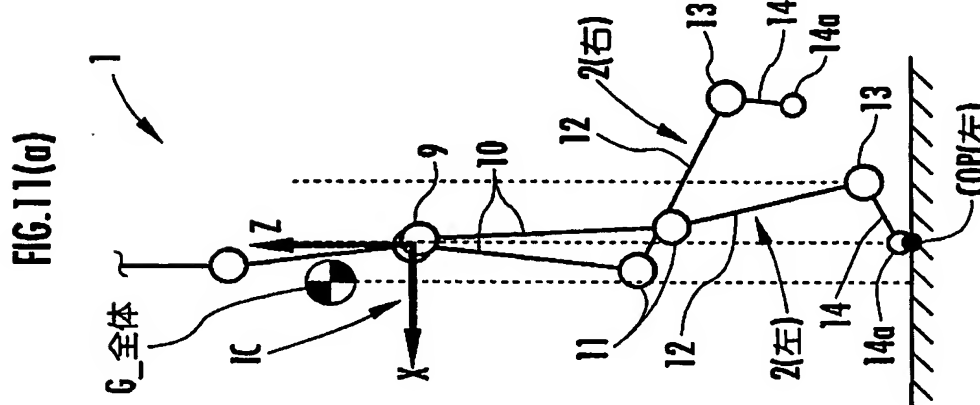
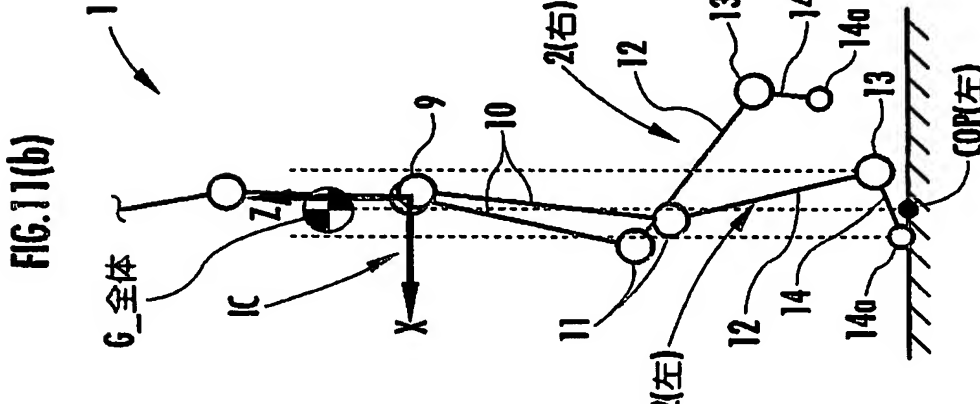
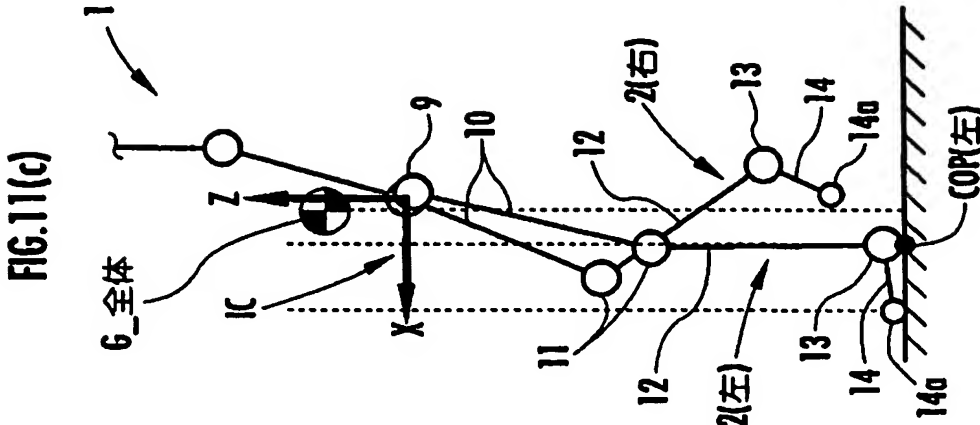
FIG.8



【図 10】

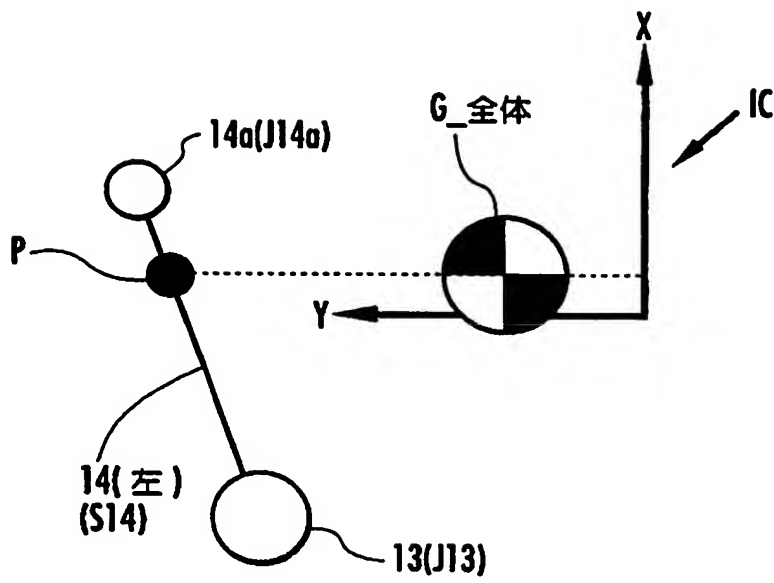


【図 11】



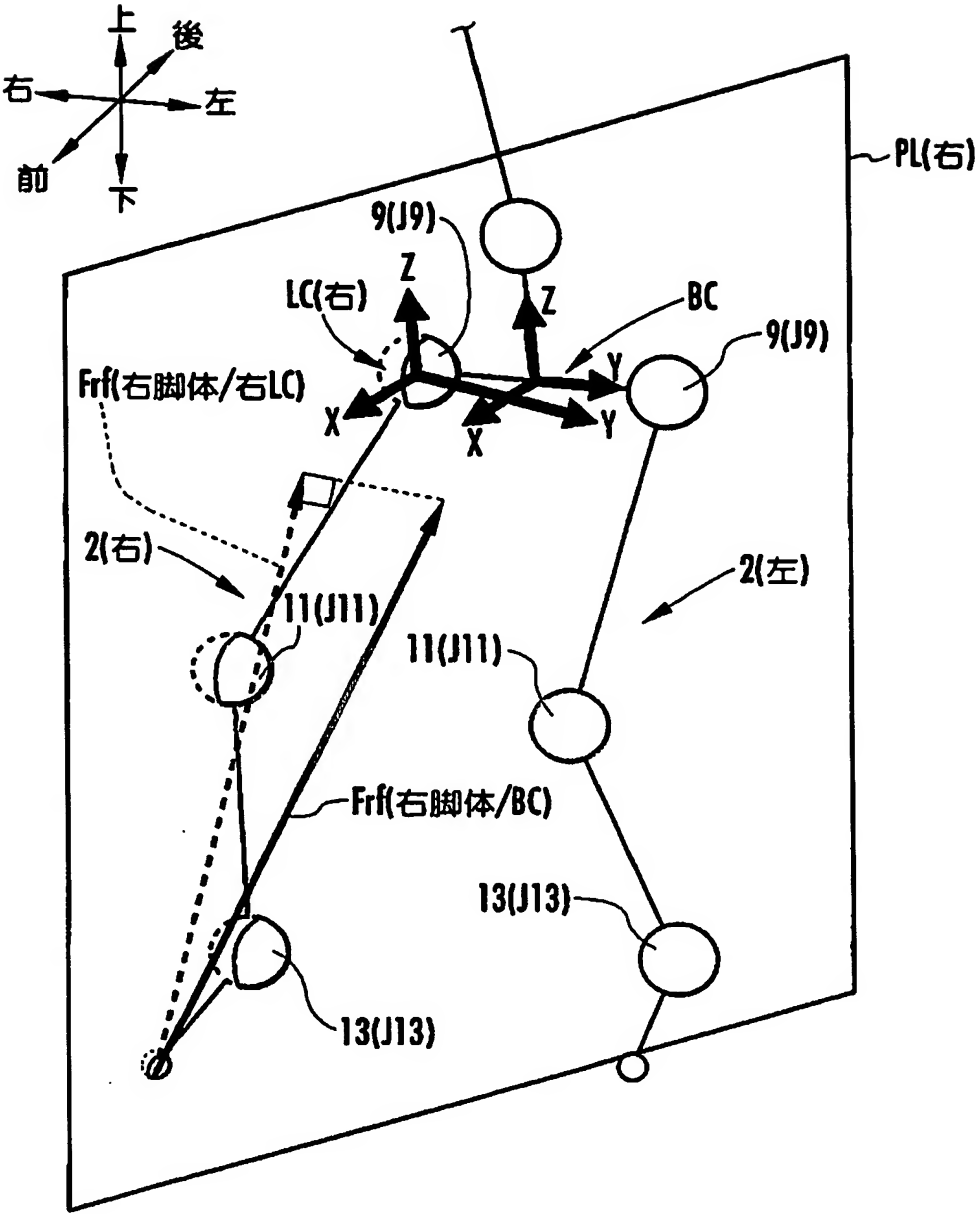
【図 12】

FIG.12



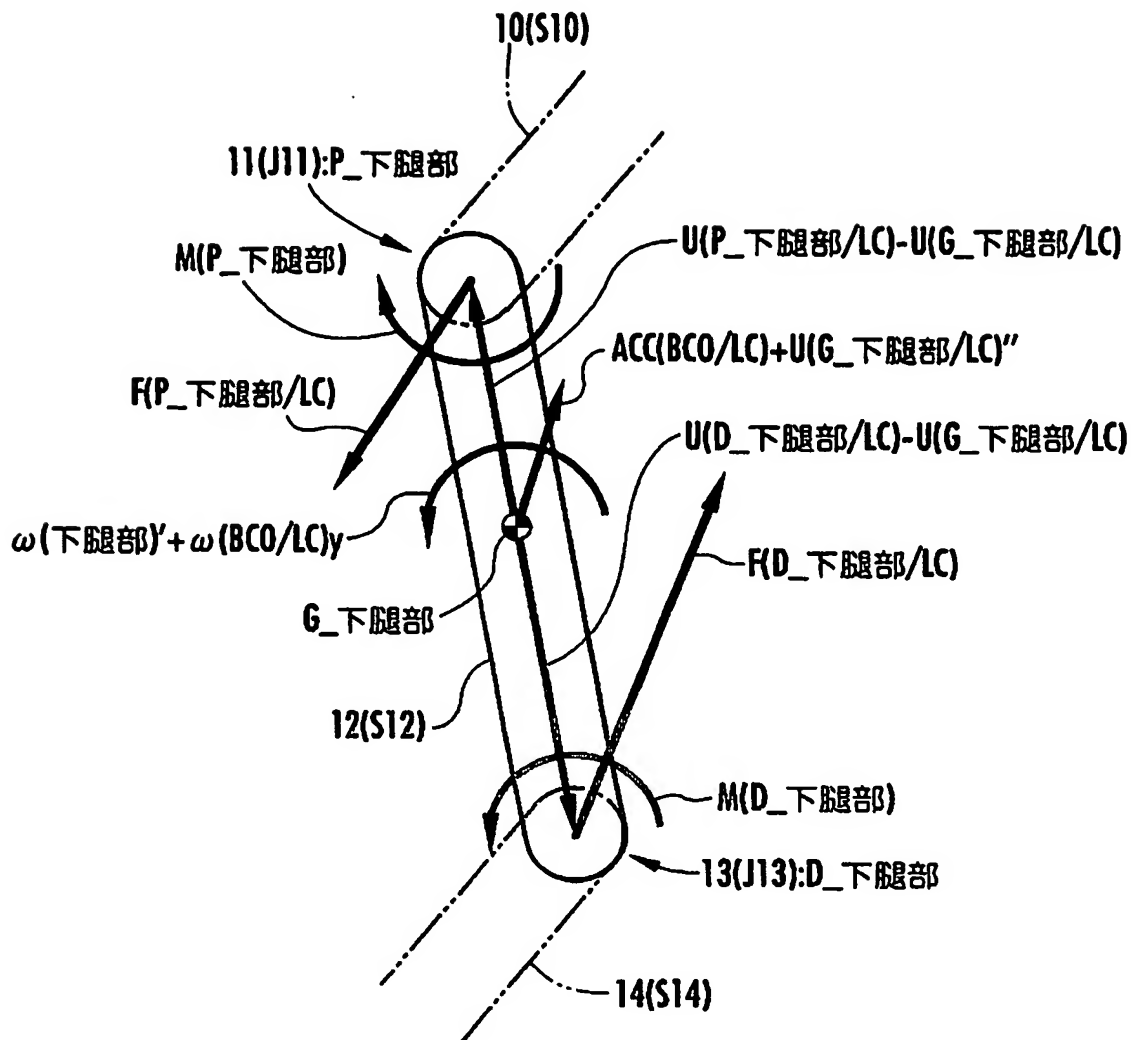
【図 13】

FIG.13



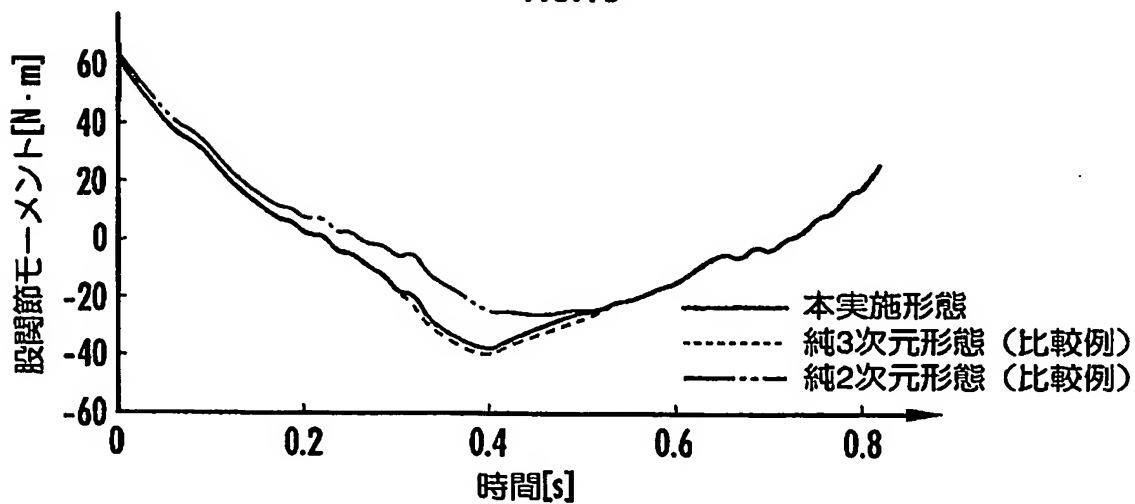
【図 14】

FIG.14



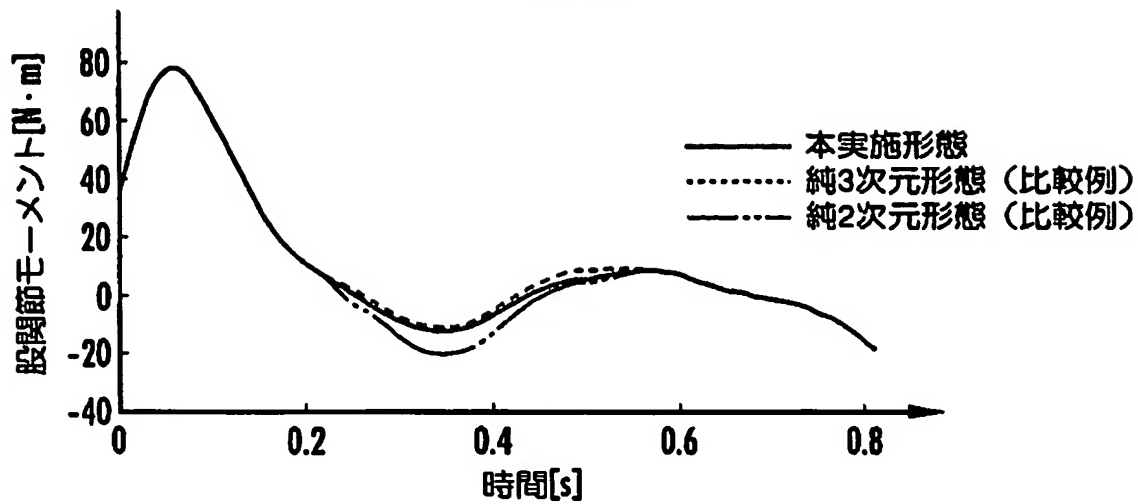
【図 15】

FIG.15



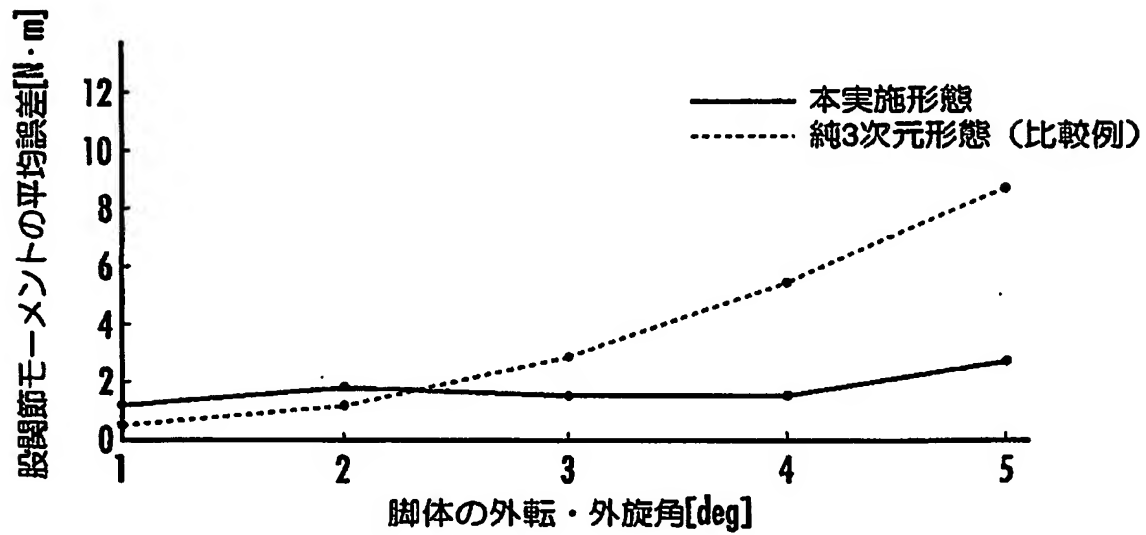
【図 16】

FIG.16



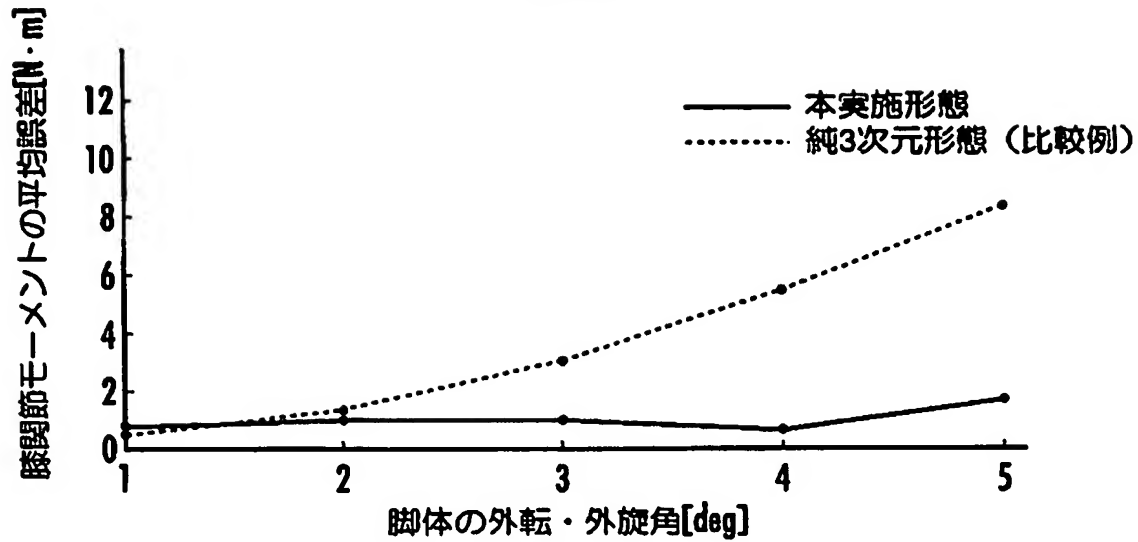
【図 17】

FIG.17



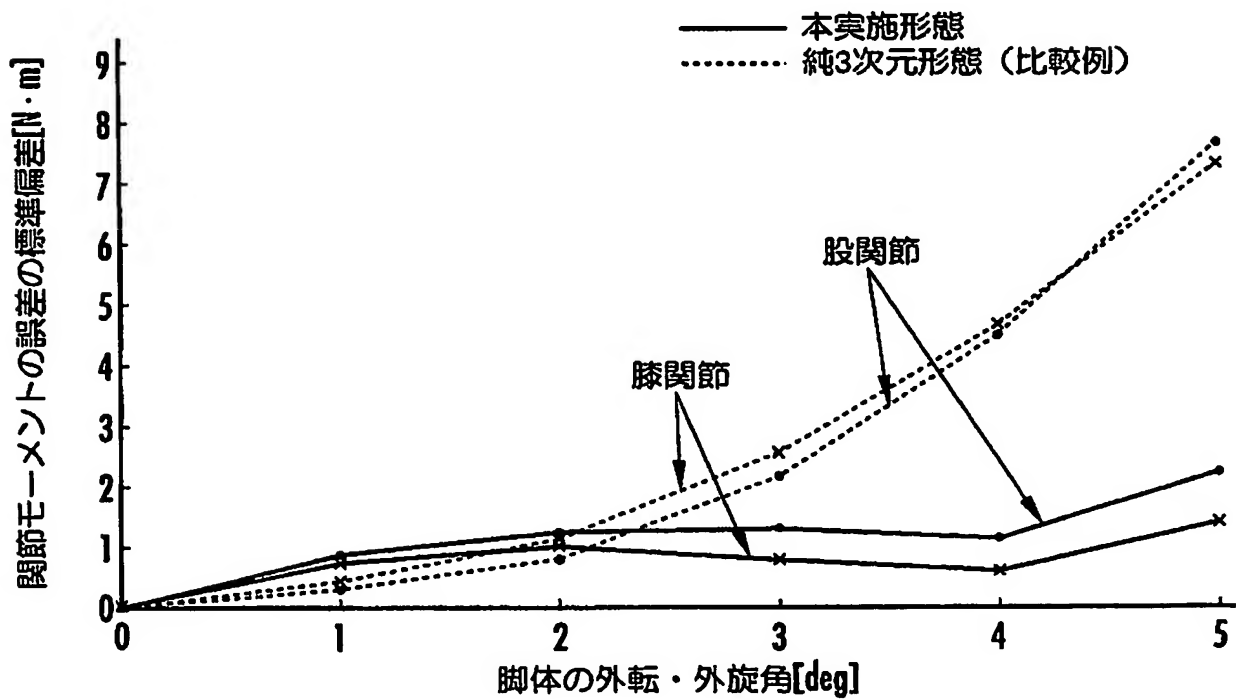
【図18】

FIG.18



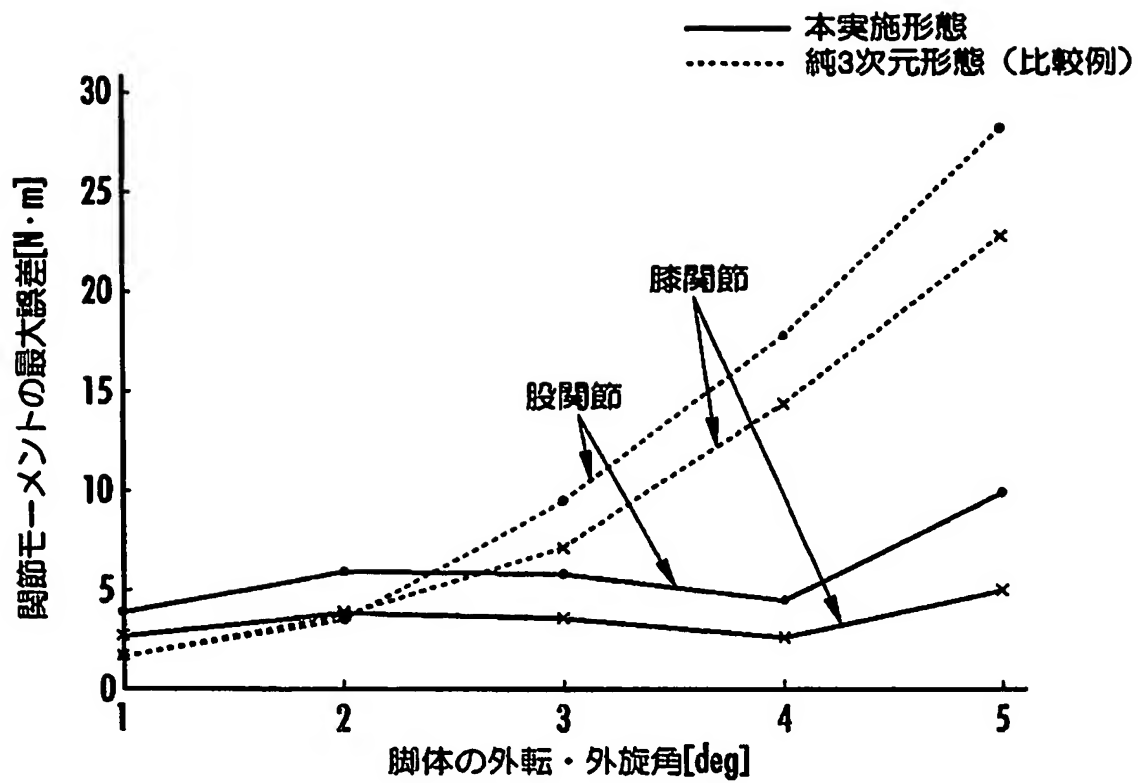
【図19】

FIG.19



【図 20】

FIG.20



【書類名】要約書**【要約】**

【課題】 2足歩行移動体の3次元的な運動を考慮して、各脚体の屈伸方向の関節モーメントの推定精度を確保しつつ、その推定値の安定性を高めることができる2足歩行移動体の関節モーメント推定方法を提供する。

【解決手段】 2足歩行移動体1の各脚体2の関節9, 11, 13の関節変位置量(回転角)を検出して、各脚体2の関節9, 11, 13を通る脚平面上での各脚体2の剛体相当部10, 12, 14の位置・姿勢を把握すると共に、2足歩行移動体1の基準点(座標系BCの原点)の加速度と各脚体2に作用する床反力およびその作用点の位置を3次元量で把握する。その加速度、床反力およびその作用点の位置を脚平面に投影してなる2次元量と、その脚平面上での各脚体2の剛体相当部の位置・姿勢とを用いて逆動力学モデルの基づき各脚体2の関節に作用するモーメントを推定する。

【選択図】 図1

特願 2003-320108

出願人履歴情報

識別番号

[000005326]

1. 変更年月日

1990年 9月 6日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都港区南青山二丁目1番1号

氏 名

本田技研工業株式会社

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.